

Entwurf, werkstoffkundliche Untersuchung
und klinischer Einsatz
eines modifizierten Oberkiefer-Gerüstimplantates

Hermann Roelig

München 1986

Aus der Klinik und Poliklinik für Kieferchirurgie
der Universität München

Direktor: Professor Dr. Dr. D. Schlegel

Entwurf, werkstoffkundliche Untersuchung
und klinischer Einsatz
eines modifizierten Oberkiefer-Gerüstimplantates

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde
an der Ludwig Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Hermann Roelig

aus

Köln-Mülheim

München 1986

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Priv. Doz. Dr. Georg H. Nentwig

Mitberichterstatter: Professor Dr. Dr. D. Schlegel

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 22. Mai 1986

Meinen Eltern gewidmet



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41547928_0006

Gliederung

1.	Einleitung	S. 2
2.	Literaturübersicht	S. 5
3.	Problemstellung	S. 10
4.	Eigene Untersuchungen	S. 15
4.1.	Gerüstform	S. 15
4.2.	Gerüstmaterial und Gerüsterstellung	S. 21
4.3.	Werkstoffkundliche Untersuchung des Gerüsts	S. 24
4.3.1.	Röntgenuntersuchung	S. 24
4.3.2.	Chemische Untersuchung	S. 27
4.3.3.	Belastungsprüfungen	S. 37
4.3.4.	Metallurgische Gefügeanalyse	S. 45
4.4.	Klinischer Einsatz	S. 53
4.4.1.	Fall 1, Gerüst mit 4 Pfeilern	S. 53
4.4.2.	Fall 2, Gerüst mit 2 Pfeilern	S. 56
5.	Diskussion	S. 58
6.	Zusammenfassung	S. 61
7.	Literatur	S. 62

1. Einleitung

Die Eingliederung funktionstüchtiger Totalprothesen stellt den Praktiker in folgenden Fällen vor große Schwierigkeiten: Bei teilweise oder völlig atrophiertem Alveolarfortsatz, hohen bzw. tiefen Muskelansätzen oder Schleimhautfalten, bei hoch ansetzendem Mundboden, bei posttraumatischem oder postoperativ bedingtem Gewebeverlust, der die Gestaltung eines Ventilrandes oder eines stabilen Prothesenlagers nicht zuläßt und bei nicht frühzeitig versorgten LKG-Spalten. Nicht zu vergessen sind Fälle, bei denen aus beruflichen Gründen die Eingliederung eines festsitzenden Zahnersatzes unerläßlich ist (31, 76).

Präprothetische operative Methoden, wie die Schaffung eines ausreichenden Vestibulums oder das Tieferlegen des Mundbodens durch relative Erhöhung des Alveolarfortsatzes, führen nur dann zu einem befriedigenden Ergebnis, wenn die Atropie der pars alveolaris des Kieferkörpers nicht allzu weit fortgeschritten ist (9, 68, 69, 74, 87, 88, 89).

Bei nahezu vollständigem Schwund des Alveolarfortsatzes muß jedoch ein chirurgischer Aufbau erfolgen. Um die bei auto- oder homologen Knochen- oder Knorpeltransplantaten teilweise aufwendigen operativen Verfahren und die relativ hohen Rezidivquoten zu vermeiden, setzt man in jüngster Zeit vermehrt auch alloplastische Materialien auf Kalziumphosphatbasis, insbesondere Hydroxylapatit-Granulat, ein (20, 21). Meist läßt sich dadurch der Prothesensitz graduell verbessern, bleibt jedoch häufig insgesamt unbefriedigend (12).

In der Praxis erleben wir darüber hinaus immer wieder Patienten, die vor allem aus psychischen Gründen nicht in der Lage sind, mit einer an sich funktionstüchtigen Prothese fertig zu werden. Hier bleibt meist nur noch die Möglichkeit, mit Hilfe implantologischer Maßnahmen eine stabile Verankerung der Prothesen herbeizuführen. Auch läßt sich so der bei manchen Patienten vorhandene starke Brechreiz bei Oberkieferprothesen vermeiden, da man durch den implantatbedingten Halt auf eine Gestaltung des Ventilrandes im Bereich des Übergangs vom harten zum weichen Gaumen verzichten und die Prothesenbasis somit gaumenfrei gestalten kann.

Eine implantatgestützte Verankerung der Prothese am Knochen wurde erst durch die Entwicklung der vielfältigen implantologischen Verfahren möglich, von denen die Einpflanzung eines Metallgerüsts unter das Mukoperiost des Kiefers, die sogen. subperiostale Implantation, zu den am frühesten erforschten und angewandten Verfahren gehört. Zwar stieß diese erstmals vom schwedischen Zahnarzt G. Dahl (13) vorgeschlagene und in seiner Praxis erprobte Verfahren in der Fachwelt zunächst auf Ablehnung, handelt es sich doch hier um den Einbau eines metallischen Fremdkörpers ins Gewebe, der dauernd mit der keimbeladenen Mundhöhle in Verbindung steht. In den Nachkriegsjahren wurde diese Idee jedoch erneut aufgegriffen, untersucht und weiterentwickelt.

Die Veröffentlichungen der letzten Jahrzehnte zu diesem Thema sind sehr zahlreich und man kann sie grob in zwei Gruppen unterteilen: Zum einen gibt es eine Reihe von Mitteilungen, die reine Erfahrungsberichte über erfolgreiche Implantationen darstellen;

wegen der geringen Anzahl an beobachteten Fällen bieten sie jedoch kaum statistisch relevantes Material. Die zweite Gruppe hingegen befaßt sich ausführlicher mit speziellen Aspekten des Verfahrens wie Werkstoffkunde (14, 26, 50, 67), Gerüstformen und ihre Fixation (2, 44, 55, 64, 85, 105) und Reaktionen des umliegenden Gewebes auf den Fremdkörper (1, 25, 30, 33, 39, 45, 53, 77, 80, 97, 99, 108, 109), und trägt auf diese Weise zu einer Weiterentwicklung auf wissenschaftlicher Basis bei.

Im Gegensatz zum amerikanischen Kontinent ist die subperiostale Implantation im deutschsprachigen Raum zur Zeit etwas ins Abseits geraten. Sie gilt im Vergleich mit enossalen Methoden als risikoreicher, da bei einem Scheitern das ohnehin geringe Knochenvolumen in größerem Maße gefährdet ist. Sicher ist das subperiostale Implantat die aufwendigere Lösung, aber es kann in vielen Fällen selbst dort noch eingesetzt werden, wo enossale Implantate nicht mehr in Frage kommen. Dies gilt besonders für den atrophierten Oberkiefer.

Die vorliegende Arbeit will dazu beitragen, auf der Grundlage der bisherigen Entwicklungen und vor allem durch Fehleranalysen des speziellen Patientengutes zu einem verbesserten Konzept bei der subperiostalen Implantation im Oberkiefer zu gelangen, mit dessen Hilfe insbesondere der Patientengruppe mit starkem Brech- und Würgereiz, aber auch all den Patienten, die aus funktionellen oder psychischen Gründen keine konventionellen Oberkieferprothesen tragen können, geholfen werden kann.

2. Literaturübersicht

Durch die Amerikaner A. Gershkoff und N. Goldberg (27, 28, 29) erfolgte in den fünfziger Jahren die Systematisierung des subperiostalen Implantationsverfahrens. Erste Mißerfolge begründete man zunächst mit dem ungenauen Sitz des Gerüstes, bedingt durch Kompressionsabdrucknahme bei geschlossener Schleimhautdecke. W. Ogus (70, 71) führte dann 1951 die direkte Abdrucknahme der operativ freigelegten Knochenoberfläche ein, womit die zweizeitige Operationsmethode entstand.

In Deutschland befaßten sich vor allem H. Hammer (30) und E. Reichenbach (75, 78) mit subperiostalen Implantaten, wobei Hammer die Einheilung des Gerüstes am Hundepräparat histologisch untersuchte, während Reichenbach den Versuch unternahm, mißglückte Implantationen in Bezug auf Ursachen und Zeitverlauf zu analysieren.

Ganz andere Wege in der Gerüsterstellung und im Material ging in Italien ab 1954 L. Marziani (59, 60, 61, 62). Statt der üblicherweise verwendeten Vitallium-Legierung bestanden seine Gerüste aus reinem Tantal in Form von konfektionierten, gelochten Blechen, die dem Knochen während der Operation angepaßt wurden. So konnte die Versorgung mit einem subperiostalen Implantat wieder in einer einzigen Sitzung erfolgen. Eine wesentliche Beschleunigung operativen Vorgehens finden wir seit 1958 bei R. Schwindling (90, 91, 92), der das Gerüst innerhalb von sechs bis sieben Stunden herstellen ließ und somit noch am Tage der Abdruck-

nahme einsetzte. Während der Fertigungszeit wurde das Implantatlager mit Situationsnähten verschlossen.

Schon früh kam man zu der Erkenntnis, daß das Gelingen einer subperiostalen Implantation entscheidend von einer sicheren Fixierung in der Einheilungsphase abhängt. Eine solche sichere Lagerung versuchte man auf verschiedene Art und Weise zu erreichen. R. Bodine und R. Kotch (6, 7), A. Gershkoff und N. Goldberg (27, 28), A. Jermyn (37), R. Killebrew (41), W. Ogus (70, 71), W. Pernell (73) und B. Trainin (95) benutzten dafür Schrauben aus Vitallium, also aus der gleichen Legierung, aus der das Gerüst bestand. Folgerichtig verwendete L. Marziani Tantal-schrauben (59).

Auch die Drahtumschlingung (circumferencial wiring) wurde erprobt, und zwar im Unterkiefer von J. Dorá (17, 18, 19), O. Hofer (34), H. de Cuyper (11) und N. Berman (4, 5). H. Obwegeser (68, 69) und O. Hofer (34) berichteten über Fixierungen von OK-Implantaten mittels transosseous wiring, die selbstverständlich nur bei nicht zu atrophiertem OK-Alveolarfortsatz ohne die Gefahr einer Antrumperforation möglich ist.

Bald jedoch stellte man fest, daß diese Befestigungsvarianten nur temporär, in der Einheilungsphase, wirksam sind, denn Untersuchungen hatten ergeben, daß Schrauben innerhalb weniger Monate bindegewebig eingeschieden und somit locker wurden. Außerdem ergaben Verbesserungen der Implantationsverfahren, insbesondere die Einführung des Knochenabdruckes durch W. Ogus, einen wesentlich exakteren Sitz des Gerüstes auf der

Knochenbasis. Die dadurch bewirkte Retention des Implantates auf seinem Lager hielten die Autoren H. Hammer, O. Neuner (65, 66), R. Schwindling, J. Weiskopf (104) für ausreichend. S. Wunderer (105 — 111) verwendete zusätzlich unter sich gehende Stellen der knöchernen Basis als Halt.

Einen Schritt weiter gingen G. Frenkel (22, 23) und H. Uhlig: Sie schufen durch Fräsen am Knochen ganz gezielt Rillen und Vertiefungen als Verankerung. Dabei fräste Frenkel Querrillen in den Kieferkamm, die im Abdruck erschienen und durch Eingreifen von entsprechenden Auslegern am Gerüst jede Bewegung innerhalb der Implantatebene verhinderten, während Uhlig solche Aussparungen unter den Pfeilern anbrachte.

Alle genannten Verfahren wurden selbstverständlich auch bei partiellen Implantatformen angewandt, und zwar von J. Hopkins (36), L. Linkow (56), O. Neuner (65) und H. Schmidt (82, 83). Die größte Bedeutung für die Verankerung dieses Implantattypes besteht jedoch in der Befestigung am Restgebiß (8, 103).

Ein Vergleich von verschiedenen Gerüstformen und Fixationsmitteln läßt den von K. Andrysek (2) geäußerten Schluß zu, daß zierlich gebaute Implantate selten zusätzlich fixiert werden müssen.

Brauchbare Materialien für Gerüste standen schon sehr frühzeitig zur Verfügung. Meist wurde und wird Vitallium, eine Cr-Co-Mo-Legierung, die Dahl schon Anfang der vierziger Jahre verwandte, verarbeitet, Marziani benutzte Tantal. Die Herstellung

von Implantaten aus diesen Materialien unterscheidet sich: Vitallium wird nach individueller Wachsmodellation gegossen, bei Tantal wird die Implantatform aus konfektioniertem, gelochtem Blech ausgestanzt und am Hartgipsmodell angepaßt.

Der Haupthalt eines subperiostalen Implantates kommt langfristig durch bindegewebige Einscheidung zustande. So stellte L. Herschfus (32) in Zusammenarbeit mit Goldberg und Gershkoff im Tierexperiment fest, daß das Implantat nur dann genügend fest am Knochen fixiert wird, wenn das Bindegewebe sich mit dem Periost vereinigt. R. Schwindling (91) nahm mit verschiedenen Legierungen histologische Untersuchungen vor. Er konnte keinerlei Unterschied in der Morphogenese der mit der Legierung in Kontakt stehenden und der mehr entfernt liegenden Zellen in Bindegewebskulturen feststellen. Die Zellen legten sich fest an die Metalloberfläche an. Alle Autoren, die sich mit der Histologie subperiostaler Implantate befaßten, kommen zu dem Schluß, daß die sich eine gewisse Zeit nach der Einpflanzung ausbildende kompakte, aus kollagenen Fasern bestehende Bindegewebskapsel für den Halt des Gerüsts verantwortlich sei (3, 32, 39, 45, 53, 57, 58, 77, 94, 99, 108, 109).

E. Kraft führte vergleichende Belastbarkeitsmessungen schleimhautgetragener und implantatgetragener Prothesen an Patienten durch, wobei die implantatgestützten wesentlich besser abschnitten (49).

Abhandlungen über werkstoffkundliche Aspekte des subperiostalen Implantationsverfahrens finden sich nur vereinzelt. L. An-

drysek (1) verglich die Steifheit geprägter Gerüste mit der von gegossenen und stellte fest, daß sich das gegossene Gerüst wesentlich besser versteift als zB geprägtes Tantalblech. B. Lhotsky diskutierte die biochemischen Aspekte eingewachsener Metallgerüste und gab möglichst homogenen Gerüstoberflächen die besten Einheilungschancen (53). Schließlich führte noch Kovács vergleichende Oberflächenbestimmungen an Implantatformen mittels Projektion der Gerüste auf Millimeterpapier durch (48). Dabei kam er zu dem Ergebnis, daß die Oberfläche der Auflage- und Stützflächen subperiostaler Implantate wesentlich geringer ist als die gesamte Wurzeloberfläche der ersetzten Zähne, woraus eine entsprechende geringere Belastbarkeit subperiostal gestützter Brücken im Vergleich zu parodontal gestützten resultiert.

3. Problemstellung

Schon Anfang der fünfziger Jahre, bald nach der Entwicklung totaler subperiostaler Implantate für den Unterkiefer, unternahmen einige Kliniker den Versuch, totale subperiostale Implantate auch im Oberkiefer einzusetzen. In den darauffolgenden zwei Jahrzehnten wurden eine ganze Reihe unterschiedlicher Entwürfe mit Alveolar-, Peripher-, Posterior- und Palatinalabstützung verwendet. Trotzdem fällt bei Durchsicht der betreffenden Literatur auf, daß Oberkieferversorgungen dieser Art zahlenmäßig weit hinter entsprechenden Unterkieferversorgungen zurückbleiben (24, 34, 38, 47, 49, 58, 66, 76, 78, 79).

Zwar bezogen die Autoren R. Chérchève (10), L. Linkow (56), P. Garefis (24), I. Lew (51, 52), O. Hofer (34) und S. Wunderer (105 — 111) subperiostale Oberkieferimplantationen durchaus in ihre Überlegungen mit ein und berichteten über einzelne erfolgreiche Fälle. Veröffentlichungen von H. Köle (42), E. Reichenbach (76), O. Neuner (66) und R. Ritter (79) zeigten dagegen eine deutlich ablehnende Haltung und beinhalteten die dringende Empfehlung, andere Möglichkeiten zur Verbesserung des Prothesenhalters im Oberkiefer, wie zB Kammaufbauten oder indirekte Kieferkammerhöhungen, soweit als möglich auszuschöpfen. F. Schröder gab in einer vergleichenden Betrachtung Implantat Aufbau sogar ausdrücklich dem Kammaufbau den Vorzug (86).

Welcher Art sind nun die Probleme bei der Versorgung eines zahnlosen Oberkiefers mit einem subperiostalen Implantat?

Sieht man von Parametern wie Indikationsbereich, Operationstechnik, Gerüstmaterial, Gerüstform und prothetischer Versorgung ab, über die auch bei Unterkieferverfahren unterschiedliche Ansichten herrschen, so reduziert sich das Hauptproblem auf die anatomisch unterschiedlichen Lagerverhältnisse im Oberkiefer.

Ein Patient, dem mit herkömmlichen Oberkieferprothesen nicht mehr geholfen werden kann, weist meist eine starke Atrophie des Kieferkammes auf. Enossale Implantationsverfahren scheiden zu diesem Zeitpunkt sicherlich schon aus. Der atrophierte Kieferkamm des Oberkiefers mit dem darunterliegenden, nur noch von dünner Knochensubstanz geschützten sinus maxillaris ist aber nicht nur für enossale Lösungen unbrauchbar, sondern bietet auch einem subperiostalen Gerüst keine belastbare Unterlage. Ein mögliches Einbrechen des Gerüsts in die Kieferhöhle oder sogar in die Nasenhöhle stellt eine schwere Komplikation dar, die auf gar keinen Fall riskiert werden darf (72).

Die Knochensubstanz der Maxillen unterscheidet sich wesentlich von der der Mandibula. Die Corticalis ist im Oberkiefer nirgendwo von großer Dicke, und im Bereich des Kieferkammes, vor allem der vestibulären Anteile, dominiert spongiöser Knochen, der frühzeitig jede Überbeanspruchung mit Atrophie beantwortet.

So bilden die dünne Corticalis und die ausgedehnten spongiösen Bereiche die Hauptprobleme bei einer subperiostalen Implantation im Oberkiefer. Zwar kommt es auch hier, wie im Unterkiefer, zunächst zu einer festen, bindegewebigen Einscheidung

des Gerüsts. Schon bald einsetzende Atrophievorgänge im Knochen nach Belastung des Gerüsts, die in erster Linie im vestibulären Bereich zu beobachten sind, leiten dann jedoch einen circulus vitiosus ein (Abb 1).

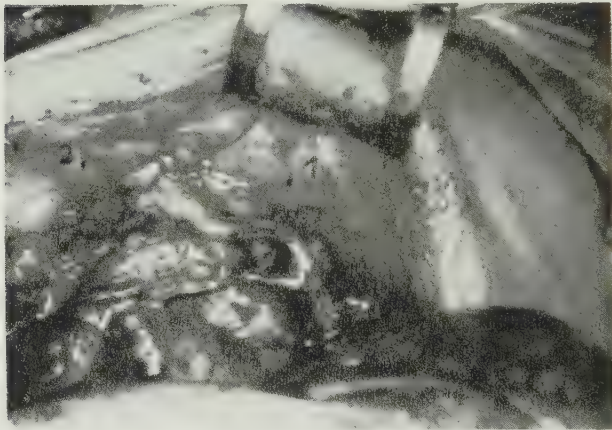


Abb 1: Subperiostales OK-Implantat, zur Entfernung freigelegt
Pfeil 1 zeigt hohlliegende Gerüstteile
Pfeil 2 weist auf einen Bereich hin, in dem das Gerüst
in die Kieferhöhle eingebrochen ist

Die schwindende Auflagegenauigkeit läßt das Implantat verschiebbar werden, was im Laufe der Zeit zu immer tiefer fortschreitenden Taschenbildungen an den Pfeilern führt. Entzündungen wandern in die Tiefe, wodurch es zur Freilegung von einzelnen Gerüstbereichen kommen kann. Die zunehmende Ungenauigkeit induziert ihrerseits weitere Atrophie des Knochens, was Einbrüche in die Nebenhöhlen zur Folge haben kann (Abb 1). Schließlich muß das Implantat ganz entfernt werden und hinterläßt in der Regel einen prothesenunfähigen Kiefer.

Da die Versorgung von zahnlosen Oberkiefern mit anderen Implantatformen ausscheidet und die eingangs erwähnten präprothetischen Maßnahmen vor allem bei Patienten mit starkem Würge reiz wenig Hilfe bringen, bleibt jedoch ein subperiostales Implantationskonzept oftmals die einzige Lösung des Problems (100, 101, 102, 112).

Es muß aber eine Gerüstform gefunden werden, die die Nachteile bisheriger Gerüstformen nicht mehr aufweist und folgende Forderungen erfüllt:

1. Aussparung atrophiegefährdeter Lagerbereiche
2. Sichere Abstützung trotz Aussparungen und dadurch verringerter Auflagefläche die
 - a) keine Beweglichkeit innerhalb des Implantatlagers gestattet,
 - b) das Lager nicht mit Druckspitzen überfordert,
 - c) eine stabile Retention der Suprakonstruktion ermöglicht.

3. Mechanische Stabilität und Bruchsicherheit der Konstruktion trotz Reduktion des Gerüsts und Vereinfachung der Struktur
4. Passivlagerung der Suprakonstruktion zur Reduktion der direkten Implantatbelastung: Implantathalt wirkt nur den Abzugskräften entgegen, Prothese ist schleimhautgelagert, es besteht Resilienz (63, 64)

Die Punkte 1 und 2 bestimmen die Ausdehnung eines solchen Gerüsttypes, Punkt 3 Feinstruktur und Werkstoffbeschaffenheit. Punkt 4 charakterisiert die prothetische Versorgung.

In den folgenden Ausführungen wird der Entwurf, die werkstoffkundliche Untersuchung, sowie der klinische Einsatz eines solchen subperiostalen, totalen Oberkieferimplantates beschrieben, welches diese Forderungen erfüllt.

4. Eigene Untersuchungen

4.1. Gerüstform

Vergleichende Betrachtungen an zahnlosen, mazerierten Oberkieferpräparaten ergeben im Zusammenhang mit Erfahrungsberichten über subperiostale Oberkiefer-Implantationen folgende Qualitätsunterschiede in der Knochenbeschaffenheit der Maxillen (Abb 2):

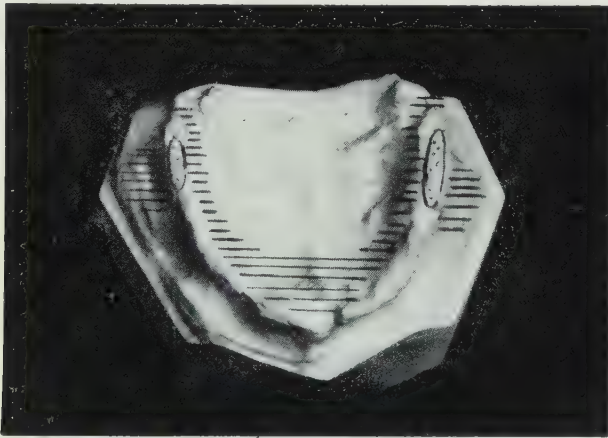


Abb 2: In den schraffierten Bereichen besteht geringe Atrophiegefahr, die gepunkteten Areale sind nur relativ atrophiegefährdet.

Die nachstehend aufgeführten Bezirke weisen relativ dichtere Knochenstrukturen mit Kompakta-Abdeckung auf und sind wenig atrophiegefährdet (40, 84):

1. der processus zygomaticus maxillae
2. der processus palatinus

3. der sulcus palatinus major
4. das anteriore Drittel des harten Gaumens
5. der schmale Bereich zwischen tuber maxillae und dem processus pterygoideus

Prospektive Atrophiezonen finden sich hingegen im gesamten vestibulären Bereich des Alveolarkammes mit Ausnahme des processus zygomaticus. Klinisch läßt sich dies beim Zahnlosen als gaumenwärts gerichtete Verschälerung des Kieferbogens regelmäßig beobachten. Je früher der Verlust der Prämolaren und Molaren erfolgt, desto ausgeprägter ist in der Regel der atrophische Höhen- und Dickenverlust des Alveolarfortsatzes.

Unter Berücksichtigung dieser Lagerverhältnisse wurde folgende Gerüstform entworfen. (Abb 3):



Abb 3 : Gerüstentwurf eines subperiostalen Oberkieferimplantates

Als Grundlage diente ein Metallmodell mit Kunststoffbasis, welches nach dem Abdruck eines mazerierten Schädels mit durchschnittlichen Atrophieverhältnissen hergestellt wurde. Von kleinen, von individuell unterschiedlichen Gegebenheiten der jeweiligen Lagersituation bestimmten Veränderungen abgesehen, läßt sich eine solche Form für jeden zahnlosen Oberkiefer entwerfen. Kennzeichnend ist der Verzicht auf vestibuläre Gerüststreben. Lediglich im Bereich des nicht atrophiegefährdeten processus zygomaticus findet sich ein vestibulärer Aufleger (Abb 4):

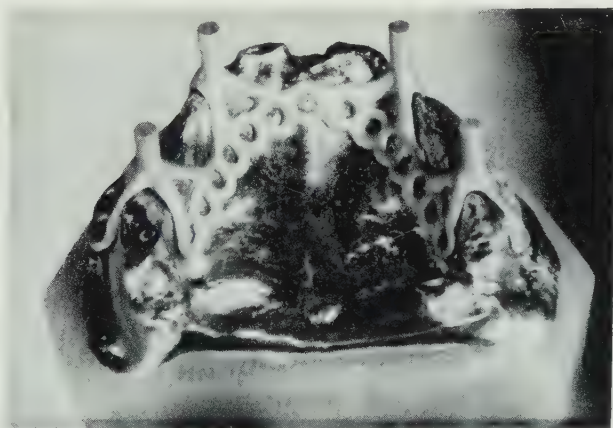


Abb 4: Gerüstentwurf auf Metallbasis

Der atrophiegefährdete Alveolarkamm muß in dieser Zone zum Gaumen hin überquert werden. Die Breite des Übergangs sollte dem maximalen Durchmesser des Pfeilers entsprechen und in

der Region der früheren Zähne 17 und 27 erfolgen. Die vestibuläre Abstützung der vorderen Pfeiler im Bereich der früheren Eckzähne beschränkt sich auf eine nur wenig in den labialen Bereich des Oberkieferkammes übergreifende Krallen.

In allen vier Pfeilerbereichen wurde der Alveolarfortsatz leicht radiert, um eine stabile, in der Implantatebene unverschiebbare Lage des Gerüsts zu erreichen. Diese Radierung geschieht bei der Operation nach der Aufklappung der Schleimhaut durch Ausfräsen vor der Abdrucknahme. Diese Art der Fixierung ist vor allem in der Einheilungsphase bedeutungsvoll.

Die eigentliche Abstützung erfolgt durch einen durchbrochenen, an der palatinalen Basis des Kieferkammes und unterhalb vom foramen incisivum umlaufenden Bügel. Hier ist besonderes Augenmerk auf die sichere Aussparung der foramina palatina zu legen. Durch die fortlaufende Kehlung entlang des Übergangsbereiches Alveolarfortsatz-Gaumenplatte ergibt sich eine effiziente Versteifung des perforierten Bügels.

An den untersuchten Modellen wurde kein Wert auf die Gestaltung der Pfeiler selbst gelegt, sie hängt von der Art der prothetischen Versorgung ab. Die Abstützung der Gerüstpfeiler auf der Implantatbasis übernehmen strahlenförmige Pfeilerstreben. Diese ermöglichen eine gerichtete Verteilung der Belastung auf die palatinale Rundstrebe und die jeweiligen vestibulären Ausleger.

Als Gerüstprofil wird ein halbrunder Querschnitt mit einem Durchmesser von 1,8 mm und einer Höhe von 1 mm verwendet,

welcher mit seiner flachen Seite der Knochenbasis aufliegt. Selbstverständlich dürfen sich am Übergang halbrund-flach keine scharfen Kanten befinden. Sie würden bei Relativbewegungen des Gerüstes, auch wenn sie nur geringfügig sind, verstärkt zu Gewebsirritationen führen. (112).

Da für den Sitz eines subperiostalen Implantates das Einwachsen in eine straffe Bindegewebskapsel von größter Bedeutung ist, wurden zwei unterschiedliche Formen des durchbrochenen Gerüstes entworfen (Abb 5):

1. Wenige runde Aussparungen von maximal 3 mm Durchmesser in einreihiger Anordnung
2. Gitternetzstruktur, Durchmesser der einzelnen Löcher maximal 1,5 mm, mindestens zweireihige Anordnung.



Abb 5: Unterschiedliche Retentionsgestaltung

Zur Wachsmodellation beider Strukturvarianten stehen konfektionierte Wachsnetze zur Verfügung.

Aus verschiedenen Gründen, auf die in den folgenden Untersuchungen noch näher eingegangen wird, verwarfen wir die eckige Netzstruktur. Zwei Gründe seien jedoch bereits hier angeführt:

1. Im Tierversuch wurde von H. Schmidt (83) festgestellt, daß runde Netze besser einheilen und verwachsen als viereckige
2. Ein zu geringer Durchmesser der Aussparung verschlechtert Einheilung und Halt; zu geringe Abmessungen stellen nämlich auf Dauer die Trophik des das Implantat bedeckenden Gewebes in Frage.

Speziell bei der Gestaltung des distalen, palatinalen Gerüstbereiches kann man sich, sofern vorhanden, unter sich gehende Teile der Kambasis zunutze machen und ein leichtes, klammerartiges Einrasten des Implantates bis zu einem spannungsfreien Sitz in der Endposition erreichen. In diesen Bezirken ist ein zusätzliches Einfräsen solcher Retentionshilfen grundsätzlich nicht erlaubt, da hierbei die dünne Kompaktaschicht perforiert werden könnte.

Die vorgestellte Implantatform ist insgesamt leichter als herkömmliche Formen, was im Oberkiefer den ungünstigen Einfluß der Schwerkraft mindert. Bei der Gestaltung des Gerüsts ist der Techniker darauf hinzuweisen, daß an Kreuzungsstellen von Streben die von Metall bedeckte Fläche nicht zu groß wird, da die Gefahr besteht, daß über diesen Arealen die Schleimhaut

durch mangelnde Ernährung unter Freilegung von Implantat-
teilen nekrotisiert. Die gleiche Forderung gilt auch für die Pfeiler-
basen (98).

4.2. Gerüstmaterial und Gerüsterstellung

Zur Herstellung der beschriebenen Gerüste wurde die schon
lange bewährte Legierung Vitallium II der Firma Howmedica ver-
wendet, die bei entsprechender Verarbeitung als biotolerant
einzustufen ist (94). Die Zusammensetzung der Legierung gliedert
sich nach den Angaben der American Society for Testing and
Materials nach der ASTM-Norm F 54-T für chirurgische Implantate
aus Kobalt-Basis-Gußlegierungen wie folgt:

Co	62,5 ‰	C	0,4 ‰
Cr	30,8 ‰	Si	0,3 ‰
Ni	—	Mn	0,5 ‰
Mo	5,1 ‰	Fe	0,7 ‰

Hier fällt besonders das Fehlen von Nickel-Anteilen auf, was bei
der in der Bevölkerung doch schon relativ häufigen Ni-Allergie
besonders günstig ist.

Chrom und Molybdän in entsprechend hohen Zusätzen verleihen
dem praktisch eisenfreien Werkstoff die günstige Korrosions-
resistenz im passiven Zustand. Kobalt, das Basismaterial dieser
Legierung, ist edler als Eisen, woraus selbst im aktiven Zustand
eine Überlegenheit gegenüber den chemisch beständigen Stählen
resultiert. In verdünnten Säuren ist Kobalt unter Wasserstoff-

entwicklung löslich, aber im Gegensatz zu Eisen gegenüber Sauerstoff relativ unempfindlich. Molybdän in Anteilen von durchschnittlich 5 % dient zur Stabilisierung des Gefüges bei unterschiedlichen Gußbedingungen. Durch Zusatz weiterer Elemente läßt sich die Legierung geringfügig in ihren Eigenschaften beeinflussen: Kohlenstoff als Begleitelement in einem Anteil von bis zu 0,4 % scheidet sich als Chromcarbid an den Korngrenzen primär ab und bewirkt so eine Steigerung der Härte. Silizium, bis zu 1 % zugesetzt, bedeutet eine Zunahme der Festigkeit. Mangan in geringen Anteilen steigert die Dehnbarkeit und verhindert Oxidbildung (15).

Auf die Einhaltung der von Firmenseite angegebenen Verarbeitungsvorschriften soll hier nicht näher eingegangen werden. Sie muß für die Herstellung chemisch und physikalisch stabiler Gerüste vorausgesetzt werden. Zwei Verarbeitungsgrundsätze sind jedoch besonders zu betonen, da sie oft keine Beachtung finden :

1. Schon S. Sandhaus (81) hat durch Untersuchungen festgestellt, daß nur im Hochfrequenzverfahren hergestellte Implantate spektrographisch und elektronenmikroskopisch einwandfreie Gußbilder ergeben, die auf Grund ihrer Homogenität ein bedenkenloses Einpflanzen erlauben.
2. Die Verwendung einer Schutzgasatmosphäre ist zur Vermeidung ungewollter chemischer Oxidationsreaktionen während der hohen Gußtemperatur unbedingte Voraussetzung.

Bei der Herstellung der oben beschriebenen Implantate verwendeten wir ein Gießgerät der Firma Wieland, das beide Forderungen erfüllte. Es ermöglichte außerdem elektronisch gesteuert das exakte Einhalten der Gießtemperatur (Abb. 6).

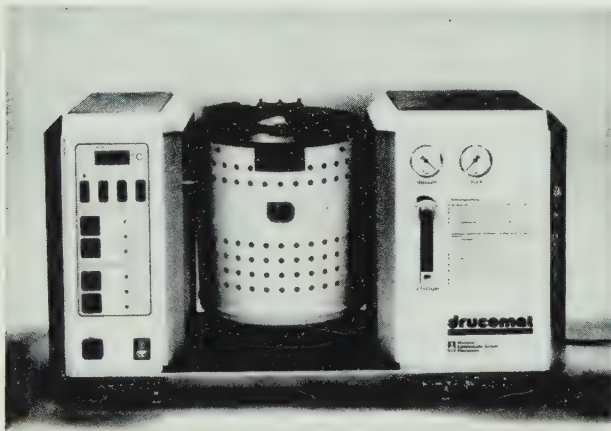


Abb 6 : Verwendete Gußapparatur, Hochfrequenzofen mit Schutzgasvorrichtung

Das hier vorgestellte Formkonzept für subperiostale Implantate im zahnlosen Oberkiefer weist als Hauptmerkmal eine auf wenige nicht atrophiegefährdete Bereiche reduzierte Form auf. Daher stand zunächst vor der klinischen Erprobung die Stabilitätsprüfung im Vordergrund. Die von uns hierzu durchgeführten Untersuchungsvorgänge seien nachfolgend vorgestellt.

4.3. Werkstoffkundliche Untersuchung des Gerüsts

4.3.1. Röntgenuntersuchung

Poren (oberflächlich) oder Lunker (innerhalb des Metallgefüges) sind Orte im inerten Legierungsmaterial, die Korrosion ermöglichen. Treten sie zahlreich auf oder erreichen sie eine gewisse Größe, so stellen sie Bereiche geringerer Festigkeit im Implantat dar, die vor allem an besonders belasteten Konstruktionspunkten zum mechanischen Bruch führen können. Da aber jeder Bruch im Implantat einem Scheitern der Behandlung mit schwerwiegenden Folgen für den Patienten gleichkommt, und jede Korrosion neben dem Festigkeitsverlust eine Belastung des Organismus mit freigesetzten chemischen Zerfallsprodukten bedeutet, sind solche Schwachstellen strikt zu vermeiden.

Durch peinlich genaue Einhaltung der Verarbeitungsvorschriften lassen sich Poren und Lunker größtenteils umgehen. Manchmal sind sie aber auch durch die Form des Gußobjektes bedingt und können durch eine Variation in der Form desselben verhindert werden.

Im vorliegenden Formkonzept bildet die Pfeilerregion einen gußtechnisch problematischen Bezirk. Auf keinen Fall dürfen die Pfeiler hier auf den von ihnen ausgehenden Pfeilerstreben im rechten Winkel stehen: Die einschießende Schmelze wird dadurch zu einer abrupten Richtungsänderung gezwungen. Diese bedingt eine Abnahme der Fließgeschwindigkeit, und durch die davon verursachte Wärmeabgabe fließt der Guß hier nur unzureichend

aus. Reichliche Lunkerbildung in diesem zuerst mit jeder Belastung konfrontierten Bereich des Implantates könnte einen Pfeilerbruch zur Folge haben. Das Problem läßt sich durch flache Winkel zwischen Pfeiler und Pfeilerstrebe bewältigen (Abb 7).



Abb 7: Konstruktionsbereiche in denen bei zu spitzem Winkel zwischen Pfeiler und Pfeilerstrebe Lunker zu erwarten sind

Ein weiterer gefährdeter Bereich, der Engpaß unterhalb vom foramen incisivum, läßt sich durch die Anbringung eines verlorenen Kopfes gußtechnisch in den Griff bekommen ; aus diesem kann die an dieser Stelle schneller abkühlende Schmelze Material während des Erstarrungsvorganges abziehen.

Jedes Implantat sollte nach dem Guß zunächst makroskopisch und dann mikroskopisch auf oberflächliche Poren hin untersucht

werden. Lassen sich solche feststellen, so kann man davon ausgehen, daß auch das Innere des Gerüsts nicht lunkerfrei ist.

Genaueren Aufschluß gibt eine Röntgenuntersuchung des Implantates. E. Kraft zeigte schon 1958 (50), daß mit dieser Methode eine Kontrolle von Güssen möglich ist. Seine Ausführungen, sowie neuere Untersuchungen von A. Zimmermann aus dem Jahre 1984 (113), bezogen sich zwar auf die Kontrolle von Modellgußgerüsten, lassen sich aber unverändert auch bei Implantaten anwenden. Zur Durchführung der Analyse reicht eine praxisübliche Röntgenapparatur. Hier fand ein Heliodont-Gerät der Firma Siemens Verwendung. Als Objektunterlage diente eine Röntgenschürze zur Einschränkung der Streustrahlung. Der Abstand Objekt-Fokus betrug 35 cm, die Röhrenspannung 70 kV und die Belichtungszeit 3,2 sec.

Wie die nachfolgende Aufnahme zeigt, lassen sich so Schwachstellen in der Struktur ermitteln (Abb 8). Das Röntgenbild läßt im Bereich von Pfeiler 23 eine Lunkerbildung an der mesialen Pfeilerstrebe erkennen. Die Transluzenz unterhalb vom foramen incisivum wird durch Poren auf der Implantatunterseite bedingt, diese sind schon makroskopisch zu erkennen. Durch entsprechende Maßnahmen im Rahmen der Gußvorbereitung (Anbringung von verlorenen Köpfen, Variation von Anzahl und Verlauf der Gußkanäle) lassen sich solche Erscheinungen in für die Festigkeit des Implantates essentiellen Strukturen be-

herrschen. Eine Röntgenkontrolle des Gerüsts sollte jedoch jeder Implantation vorausgehen (46).



Abb 8: Röntgenaufnahme eines Gerüsts mit Lunker bei Pfeiler 23 und Pore an der Unterseite des Gerüsts unterhalb vom foramen incisivum

4.3.2. Chemische Untersuchung

Eine Legierung wie Vitallium II, deren elektrostatisches Potential etwa zwischen dem des Goldes und dem des Silbers liegt, ist bei fachgerechter Verarbeitung korrosionsfest. Trotzdem werden an Implantaten, die nach Jahren entfernt werden, immer wieder vereinzelt korrosive Veränderungen beobachtet. Sie können nur dann stattfinden, wenn verarbeitungsbedingt die Homogenität des Legierungsgefüges verändert wurde. Sind solche Stellen

dann noch zusätzlich starker Belastung ausgesetzt, dann kommt zur gefügebedingten Korrosion noch die Ermüdungskorrosion. Letztere soll bei den folgenden Betrachtungen außer Acht bleiben, da sie übermäßig starke Angriffe von Biegemomenten an Gerüsten voraussetzt, wie sie nur durch hohlliegende Implantatteile nach starken, lokalen Atrophievorgängen und gleichzeitiger unzureichender prothetischer Versorgung vorkommen können. In solchen Fällen wird jedoch schon bald eine Entfernung des Implantates wegen übermäßiger Lockerung indiziert sein, bevor sich chemische Veränderungen im Bereich der Überbelastung auswirken können.

Von größerer Bedeutung sind also gefügebedingte Korrosionsvorgänge, da sie zunächst unbemerkt bleiben und erst durch Bruch oder Entzündungsvorgänge entdeckt werden und ein sonst gut sitzendes Implantat scheitern lassen.

Welche Legierungsbestandteile in welcher chemischen Form ermöglichen nun den lokalen, reaktiven Angriff der reichlich Ionen und Salze enthaltenden und somit als Elektrolyte einzuordnenden Speichel- und Gewebsflüssigkeit?

Die Tabelle der Legierungsbestandteile (Seite 23) zeigt nur ein nichtmetallisches Element neben insgesamt 6 Metallen, nämlich Kohlenstoff. Es ist nur in geringer Menge vorhanden. Trotzdem kommt es zur Bildung von Carbiden, also Metall-Kohlenstoffverbindungen.

Die Bildung von Siliciumcarbid kann dabei wegen der geringen Anteile beider Elemente in der Legierung vernachlässigt werden. Außerdem ist diese Verbindung chemisch inert und würde im Metallgefüge nur dessen Härte erhöhen. Verbindungen der anderen Metalle mit Kohlenstoff sind jedoch möglich. Bei diesen Carbiden werden Kohlenstoffatome in die Lücken der dichtesten Kugelpackung der Gittermetallatome eingelagert. Voraussetzung dafür ist, daß der Radius der Metallatome und damit die Lücken im Gitter groß genug sind, um Kohlenstoffatome aufnehmen zu können. So sind also Metallcarbide der Zusammensetzung CrC (Chromcarbid), MoC (Molybdäncarbid) und WC (Wolframcarbid) möglich. Mengenmäßig spielen diese Reaktionen wegen des geringen Gehaltes an Kohlenstoff keine große Rolle und sind wegen der großen Härte der gebildeten Carbide und ihrer hohen Schmelzpunkte der Beschaffenheit der Legierung eher dienlich (15, 35).

Nachdem also unerwünschte chemische Reaktionen der Legierungsbestandteile untereinander zu vernachlässigen sind und auch keine negative Auswirkung hätten, muß der Grund der Korrosion in atomaren Veränderungen der Metalle im Gefüge selbst und unter Einwirkung äußerer Einflüsse liegen. Oberflächliche Gefügestörungen sind dadurch charakterisiert, daß Legierungsbestandteile an solchen Stellen nicht mehr in homogenen Mischkristallen gebunden sind, sondern wie bei einem Eutektikum entsprechend ihrer Stellung in der Spannungsreihe ihre chemischen Aktivitäten wiedergewonnen haben. Die zunächst im Gerüst nullwertig, also atomar vorliegenden Atome werden also

durch korrosiven Angriff unter Elektronenabgabe zu positiv geladenen Ionen. Jede Elektronenabgabe aber ist im chemischen Sinne eine Oxidation, deren Folge die Ausbildung von Lokalelementen ist.

Es sei nochmals betont, daß der elektrolytische Angriff der Körperflüssigkeiten nur an Stellen des Implantates Erfolg hat, die durch irgendwelche Einflüsse elektropotentielle Differenzen aufweisen.

- Solche Schwachstellen können sein:
1. Heterogene Gerüstoberfläche durch Gußfehler
 2. Heterogene Gerüstoberfläche durch Verletzung des Gerüsts mit Werkzeugen

Zu den nach dem Einsetzen des Gerüsts zu zählenden Einflüssen gehört die bereits erwähnte Ermüdungskorrosion als Folge übermäßiger Wechselbeanspruchung einzelner Konstruktionsteile. Sie ist besonders in der Kombination mit Gußfehlern verhängnisvoll.

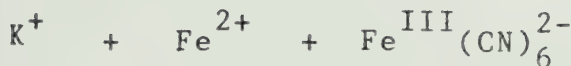
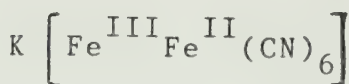
Der chemisch qualitative Nachweis korrosionsanfälliger Stellen am Implantat ist die Analyse von freien Metallionen in saurer Lösung. Dabei geht man davon aus, daß zumindest das am wenigsten edle Metall, in diesem Fall das Eisen, als Fe^{2+} oder Fe^{3+} in Lösung geht. Aber auch Co-Ionen lassen sich so nach-

weisen. Als Test dient ein von K. Stegemann (93) vorgeschlagener Versuch. Er basiert auf dem Nachweis von Fe^{2+} und Fe^{3+} —

lonen mittels rotem $\text{K}_3[\text{Fe}^{\text{III}}(\text{CN})_6]$ und gelbem

$\text{K}_4[\text{Fe}^{\text{II}}(\text{CN})_6]$ Blutlaugensalz. Dabei reagieren die

freien Ionen des Eisens zum intensiv blau gefärbten, kolloidal gelösten sogenannt. Berliner Blau mit der chemischen Formel



Um in der Indikatorlösung eine Verteilung der Blaufärbung im gesamten Flüssigkeitsvolumen zu verhindern, wird Gelatine zu-

gesetzt, die die Reaktion lokal begrenzt und auch die Bildung von Berliner Blau in geringem Umfang lokal deutlich sichtbar macht.

Die Lösung wurde von uns in folgender Zusammensetzung verwendet: Wir gaben je 0,1 g gelbes und rotes Blutlaugensalz unter Zugabe von 4 g NaCl und 2 ml Eisessig in 200 ml destilliertes Wasser. Die Lösung wurde auf 60 °C erwärmt und unter Rühren mit 40 g Gelatine (weiß) versetzt. In die noch warme Lösung legten wir die Prüfkörper, in diesem Fall zwei fertiggestellte Implantatgerüste, und stellten das Gefäß nach dem Abkühlen in den Kühlschrank. Schon nach etwa sechs Stunden ergab sich dann folgendes Bild: Von den beiden eingelegten Gerüsten wies eine Variante mit runder Gitterstruktur keinerlei Reaktion auf (Abb 9). Das Modell jedoch mit rechteckiger Gitterstruktur zeigte zwei intensive Reaktionszentren (Pfeile) mit kugelförmigen Reaktionsarealen an den Stellen, an denen das komplex gebildete Berliner Blau in die umliegende Lösung mit der Gelatine diffundierte. Außerdem war die Metalloberfläche an zahlreichen Stellen blau, fleckig verfärbt, was auf weniger ausgeprägte Komplexbildung schließen ließ. Dieser Test bestärkte uns in der Ansicht, daß die Modellvariante mit eckiger Netzform nur schwer zu verwirklichen ist. Es zeigte sich trotz mehrfacher Variation in der Gußtechnik, daß der Stegemann-Test besonders in den Ecken des Retentionsgitters nie ganz ausblieb.



Abb 9: Stegemann-Test an zwei Gerüstvarianten.
Pfeile : Starke Berliner Blau-Reaktion

Eine metallurgische Erklärung für dieses Phänomen der Inhomogenität des Gefüges im Gitternetz ergibt folgende Überlegung: Scharfe Ecken stellen Problempunkte bei der gleichmäßigen Abkühlung der Schmelze dar. Im Bereich R und R_1 der erstarrenden Masse (Abb 10) geschieht die Abkühlung schneller als direkt im Winkelbereich. Die Abbildung 11 zeigt in Form einer Skizze, wie es hier zu Wärmestau durch die entlang der Pfeile verlaufende Wärmeabstrahlung kommt. Diese Unregelmäßigkeit in der Abkühlung führt zu einem Abzug von Metall aus der Ecke in die Bezirke R und R_1 und schließlich zur Bildung von Lunkern und Rissen.

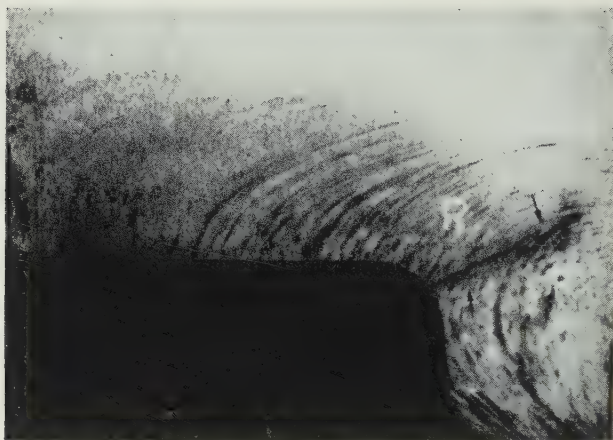


Abb. 10: Erstarrungsrisse an einer rechtwinkligen Metallstruktur

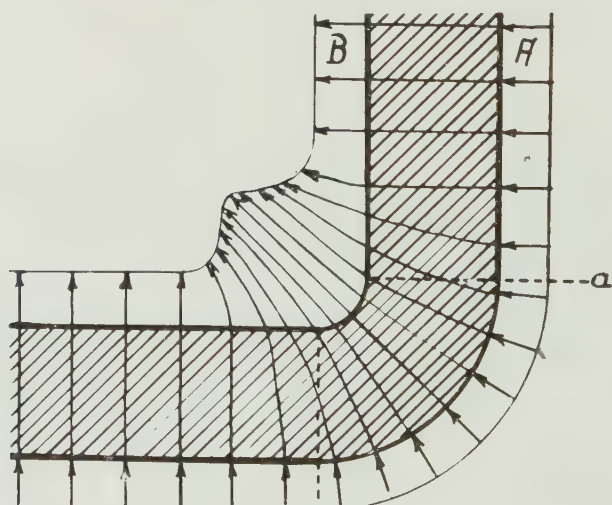


Abb. 11: Wärmestau im Winkel einer Metallstruktur

Solche auch mikroskopisch nicht sichtbaren Risse lassen sich als korrosionsanfällige Inhomogenitäten mit dem Stegemanntest sichtbar machen. Die Untersuchung sprach, wie schon die Überprüfung auf Lunker mit Hilfe von Röntgenaufnahmen, eindeutig für die rund gestaltete Gerüstform mit ihren kreisförmigen Retentionen, weshalb nur dieses Design in der Folgezeit noch weiter von uns untersucht wurde.

Während das Röntgen von Implantaten zur Kontrolle vor jeder Einpflanzung stehen sollte, bietet der chemische Test die Möglichkeit, an neuen Strukturen wie im vorliegenden Fall konstruktions- und verarbeitungsbedingte Schwachstellen aufzuzeigen. Somit ist auch er zur Qualitätskontrolle geeignet. Nach der Lieferung des Implantates durch das Labor bestreicht man das Gerüst mit der oben beschriebenen Lösung ohne Gelatine und kann bereits nach 60 Minuten Schwachstellen durch leichte Blaufärbung sichtbar machen. Eine positive Reaktion muß dabei nicht unbedingt ein Verwerfen des Objektes bedeuten: Die betreffenden Stellen können durch elektrolytisches Glänzen oder nochmaliges Sandstrahlen nachgearbeitet werden. Ein danach wiederholter Stegemanntest bleibt meist negativ. Dabei ist jedoch selbstverständlich, daß sich an der Unterseite des Implantates, die dem Knochen aufliegen soll, jedes formändernde Nacharbeiten aus Gründen der Paßgenauigkeit verbietet (16, 54).

Alle von uns untersuchten Modelle waren matt sandgestrahlt. Diese Oberflächengestaltung hat sich für die Einheilung und die spätere Haftung im Gewebe als günstig erwiesen. Es sollte aller-

dings nur eine leichte Rauhgkeit angestrebt werden, denn eine grobe Oberfläche bietet wiederum die Gefahr der Korrosionsanfälligkeit wegen Zunahme der tatsächlichen Oberfläche. Für die Pfeileranteile im Bereich des Schleimhautdurchtrittes ist selbstverständlich aus Gründen der leichten Reinigungsmöglichkeit Hochglanzpolitur angezeigt.

Die eingehende Untersuchung von Implantatgerüsten auf Inhomogenitäten und die daraus erfolgenden chemischen Veränderungen sind nicht nur aus Gründen der Stabilität der Gerüste und als Bruchprophylaxe von Bedeutung. Histologisch gesehen schafft jede korrosive Veränderung am Implantat ein saures Milieu, das Entzündungen provoziert, zur Schwartenbildung führt und das umliegende Gewebe mit Metallionen sensibilisiert. Die ungestörte Einheilung kann dadurch verschlechtert werden. Da entzündliche Gewebsreaktionen wiederum eine pH-Erniedrigung zur Folge haben, werden weitere korrosive Vorgänge am Metallgerüst provoziert.

Wir haben insgesamt sechs Implantate mit der runden Formgebung hergestellt. Alle wurden zunächst makroskopisch, dann mikroskopisch und schließlich röntgenologisch untersucht. Die beim ersten Exemplar in der Röntgenaufnahme Abb 8 sichtbaren Lunker konnten durch Variation der Wachsmodellation bei den folgenden Gußkörpern ausgeschlossen werden; die Aufnahmen zeigten keine Schwachstellen mehr. Bei diesen fünf Exemplaren verlief auch der Stegemann-Test negativ.

4. 3. 3. Belastungsprüfungen

Röntgen und Korrosionsuntersuchung waren erste Prüfungsmethoden um festzustellen, ob unser neues Gerüstkonzept herstellungstechnisch zu verwirklichen war. Die von uns hier vorgestellte Form zeichnet sich durch aufs Notwendigste beschränkte Ausdehnung auf wenig oder gar nicht atrophiegefährdete Oberkieferbezirke aus. Ihre wirkliche Einsatzfähigkeit konnte sie vor dem Zeitpunkt der Einpflanzung am Patienten letztlich nur im Rahmen von Dauerbelastungsuntersuchungen zeigen. Diese offenbaren endgültig Schwachstellen in der Gerüstgestaltung.

Für die Versuche verwendeten wir drei der fünf Gerüste, die der röntgenologischen und chemischen Prüfung kritisch standgehalten hatten. Außerdem wurde die Paßgenauigkeit auf dem Urmodell aus Metall sowie auf den Gipsmodellen, auf denen die Belastungen erfolgen sollten, mittels Kontrollabdruck mit Xantopren Soft nachgeprüft. Dieses dünnflüssige Abdruckmaterial wurde auf die Modelle ganzflächig aufgetragen und das Gerüst unter stetigem Druck aufgesetzt. Nur die drei Implantate, die praktisch unter vollständiger Verdrängung der Abdruckmasse im Auflagebereich das Modell berührten, wurden für die Belastungsmessungen verwendet. Auch diese sehr einfach durchzuführende Kontrolle der Paßgenauigkeit kann vor jedem Einsetzen eines Gerüsts im Labor am Ursprungsmodell erfolgen.

Mit den Belastungsversuchen wollten wir folgenden Sachverhalt klären: Weist das Gerüst auch nach Wegfall der direkten knöchernen Abstützung durch bindegewebige Einscheidung oder

Atrophie im Bereich der den Kieferkamm überquercenden Ausleger bei starker Belastung der Pfeiler genügend Festigkeit auf, oder gibt es Stellen innerhalb der Gerüststruktur, die konstruktionsbedingt nicht in der Lage sind, diesen Kräften auf Dauer standzuhalten.

Für die Durchführung der Versuche verwendeten wir eine Druck- und Biegeprüfmaschine der Firma Zwick (Abb 12):

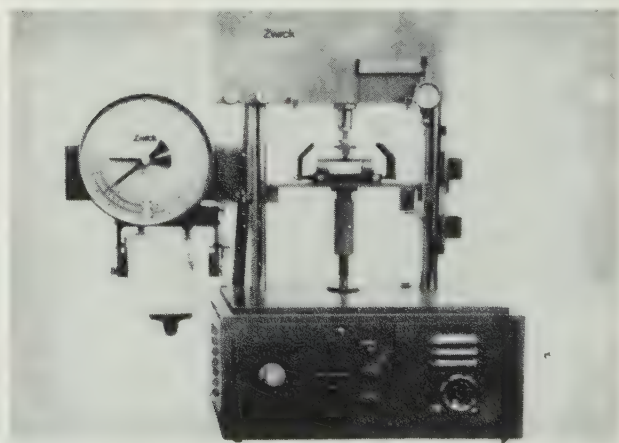


Abb 12: Prüfmaschine „Zwick 2201“

Vor den Untersuchungen schufen wir zunächst an einem Pfeiler, später an zwei Pfeilern künstlich Verhältnisse, die einer fortgeschrittenen Atrophie im Pfeilerbereich entsprachen. Dabei erfolgte das Hohllegen der Ausleger folgendermaßen: Mit einem Rosen-

bohrer von 1,5 mm Kopfdurchmesser wurden auf einem vom Urmmodell dublierten Superhartgipsmodell im Bereich der Ausleger in regio 13/23 bzw. 17/27 zahlreiche Bohrungen in der Tiefe des Rosenbohrerkopfdurchmessers durchgeführt. Sie markierten die Abtragtiefe der Gipsschicht in diesem Areal. Das eigentliche Entfernen des Gipses bis zu einer Tiefe von 1,5 mm geschah mit einem Skalpell. Ausgehend vom Abzweigen des Auslegers vom palatinal umlaufenden Gerüst legten wir so den gesamten Auslegerbereich hohl. Dies geschah in gleicher Weise bei allen drei Modellen.

Nun liegt aber bei Atrophie der betreffende Gerüstteil nicht in der Luft, sondern ist beim Patienten mit einem mehr oder weniger nachgiebigen Weichgewebe umgeben. Zur Imitation dieses Zustandes unterfütterten wir das ausgeschliffene Areal mit Xantopren Soft. Durch entsprechendes Entfernen der Überschüsse wurde die Unterfütterung nur auf den Bereich unter dem freischwebenden Ausleger begrenzt. So ergab sich folgende Versuchsanordnung: Das entsprechend präparierte Gipsmodell mit- samt Gerüst wurde auf einen massiven, metallenen Lagertisch gelegt. Die Pfeilerbelastung erfolgte immer senkrecht zum Kieferkamm. Während des Versuches war der Implantatkörper durch einmalige Umschlingung mit Draht am Modell fixiert (Abb 13):

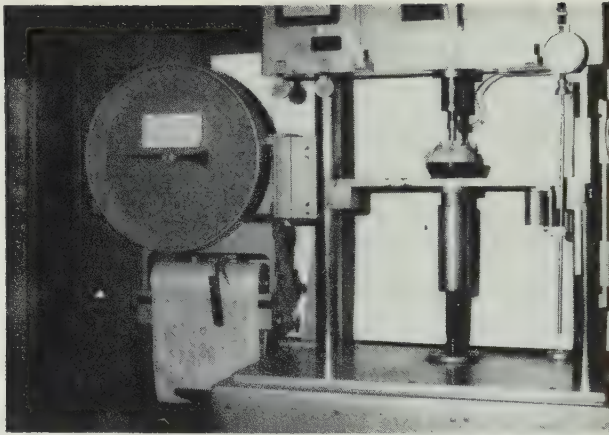


Abb 13: Versuchsanordnung für die Belastungstests

Für die Prüfung einzelner Pfeiler diente ein in die Druckbelastungsvorrichtung eingespannter Stempel. Durch entsprechendes Zufeilen der Pfeileroberfläche wurde dafür gesorgt, daß Pfeiler und Stempel bei der Versuchsdurchführung Fläche auf Fläche trafen und nicht verkanteten (Abb 14). Durch Aufkleben von Papierpfeilen an den belasteten Pfeilern des Implantates und entsprechende Markierungen der Ausgangs- und Endposition dieser Pfeile am Modell während des Belastungsvorganges wurde eine maximale tatsächliche Auslenkung der Ausleger in das weiche Abdruckmaterial von 0,9 bis 1,1 mm gemessen.

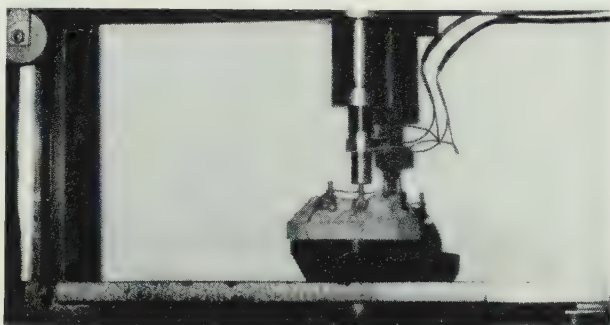


Abb 14: Versuchsanordnung für die Einzelpfeilerbelastung

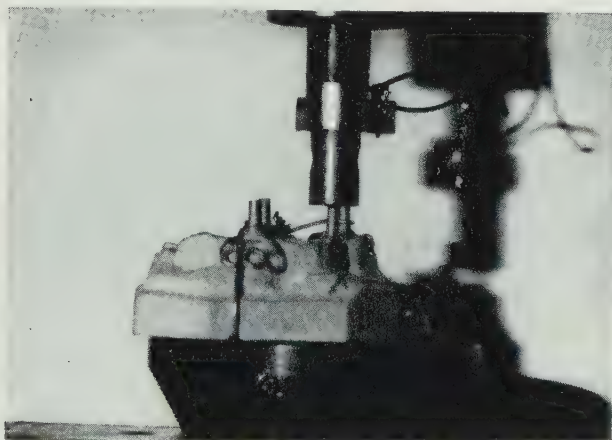


Abb 15: Einzelpfeilerbelastung, Seitenansicht

Zum Zwecke der gleichzeitigen Belastung von mehreren Pfeilern verwendeten wir als Druckstempel einen runden, großflächigen Tisch. Durch Ankleben von zylindrischen Einzelstempeln auf

dessen Fläche konnten wahlweise alle Belastungsmuster durchgespielt werden. Wichtig war, daß bei Mehrfachbelastungen alle Stempel gleichzeitig die Pfeiler berührten. Wir erreichten dies durch genaues Zufeilen dieser Stempel und Kontrolle des Ergebnisses mit dünner Shimstock-Metallfolie (Abb 16).

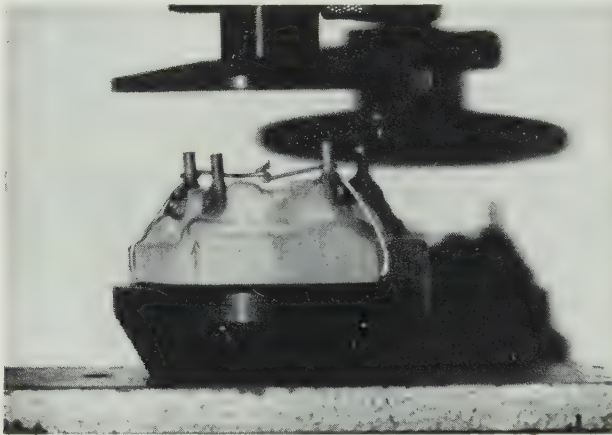


Abb 16: Stempeltisch für Mehrfachbelastungen

Jeder Belastungsvorgang wurde zunächst etwa 50 mal von Hand, in der weiteren Folge dann automatisch ausgeführt. Beginn und Ende ließ sich durch Ausschlag des Kraftanzeigers links am Gerät (Abb 12) kontrollieren. In der manuellen Startphase überprüften wir vor allem die Fixierung des Implantates auf dem Modell und verstärkten gegebenenfalls die Drahtbefestigung.

Es kamen insgesamt drei Implantatexemplare zur Untersuchung. Als Maß für die einzusetzenden Kräfte dienten uns folgende Autorenangaben: E. Kraft (49) stellte bei der Messung von durchschnittlichen Belastungskräften an implantatgetragenen Totalprothesen für den Molarenbereich bis zu 6,1 kg bei einseitiger und bis zu 6,3 kg bei beidseitiger Belastung fest. Im Bereich der früheren Dreier betrugen diese Werte bei einseitiger Belastung bis zu 6,3 kg. Dies entspricht immerhin dem 2 — 3 fachen, was Uhlig (96) bei Trägern von totalem Oberkieferzahnersatz ohne Implantat ermittelt hatte. Diese Untersuchungen veranlaßten uns, bei den hier beschriebenen Versuchen einheitlich 10 kg pro Einzelpfeiler als Druckkraft zu verwenden.

Bei Einzelbelastungen nahm jeder einzelne Vorgang mit Kraftaufbau und Abbau jeweils 8 Sekunden in Anspruch. Bei Mehrfachbelastungen verlängerte sich diese Spanne, denn für zwei Pfeiler benötigte die Maschine zum Aufbau des Druckes von 20 kg entsprechend mehr Zeit. Die Impulsform stimmt somit mit dem isometrischen Kraftanstieg beim Kauvorgang weitgehend überein. Die Frequenz ist dagegen im Vergleich zur Anzahl der Kauvorgänge pro Minute beim Zerkleinern von Nahrung geringer. E. Körper (43) ermittelte bei der Zerkleinerung von Brot bei seinen Probanden bis zu 14 Kauvorgänge in 10 Sekunden. Die Belastungsfrequenz ist aber bei unserer Untersuchung der Festigkeit von Implantatgerüsten ohne Bedeutung. Die Frequenz könnte sich nur auf die Festigkeit des Gefüges auswirken, wenn durch eine schnelle Abfolge von Be- und Entlastung, die wesentlich über der normalen Kaufrequenz liegen müßte, Hysteresevorgänge

im Metall eine Rolle spielen würden. Unter Hysterese ist die Wärmeentwicklung zu verstehen, die durch Verformen von Stoffen durch Reibungsvorgänge im Atomgerüst entsteht. Bei unseren im gleichmäßig durchbluteten Gewebe eingefügten subperiostalen Implantaten können wir darüberhinaus isotherme Verhältnisse bei Körpertemperatur zu Grunde legen.

Zunächst legten wir an einem Modell in der oben beschriebenen Weise alle vier Pfeiler hohl und führten bei einer Frequenz von 8 Vorgängen pro Minute an jeweils nur einem Pfeiler Einzelbelastungen mit 10 kg Druck durch. Dabei wurde jeder der Ausleger 10000 mal diesem Druck ausgesetzt. Nach einer Folge von 500 Durchgängen wurden kritische Gerüstbereiche mit einem Stereomikroskop bei 40-facher Vergrößerung auf Strukturveränderungen hin untersucht, wobei sich in keinem Fall Schäden zeigten.

Bei dem zweiten Modell wurden jeweils die beiden Ausleger einer Seite gleichzeitig jeweils mit 10 kg 10000 mal belastet. Auch hier ließ sich mikroskopisch keine Veränderung erkennen.

Beim dritten Modell führten wir eine diagonale Belastung durch. Hierbei wurden die Versuche jeweils gleichzeitig mit den Pfeilern 13 und 27 bzw 23 und 17 mit 10 kg Einzelbelastung je 10000 mal durchgeführt. Zweck dieser im Prinzip unphysiologischen Anordnung sollte die Untersuchung extremer, zur Verwindung des Implantates in sich führender Kraftangriffe sein. Auch diese Versuchsreihe ergab keine mikroskopisch erkennbaren Folgen.

Schließlich wurde an diesem dritten Modell der Pfeiler 23 in einer identischen, aber mit vorprogrammierbarer automatischer Belastungswiederholung ausgerüsteten Maschine 30 000 mal mit 10 kg und schließlich noch 10 000 mal mit 20 kg belastet. Auch dies hinterließ keine äußerlich erkennbaren Spuren.

Die bisherigen Ergebnisse der Belastungsuntersuchungen legen nahe, daß das neue Implantatkonzept über eine ausreichende Stabilität verfügt. Trotzdem wurden die Auslegerregionen des am stärksten belasteten dritten Gerüsts noch einer metallurgischen Gefügeanalyse unterworfen.

4. 3. 2. Metallurgische Gefügeanalyse

Eine abschließende Beurteilung der Verwendungsfähigkeit des Implantatgerüsts erfolgte durch Anfertigung und Auswertung von Schliffbildern an kritischen Belastungspunkten des Modells, das den meisten Druckvorgängen ausgesetzt war. In Abbildung 17 zeigen die Pfeile die Schnittstellen an den beiden Auslegern in regio 13 und 23.

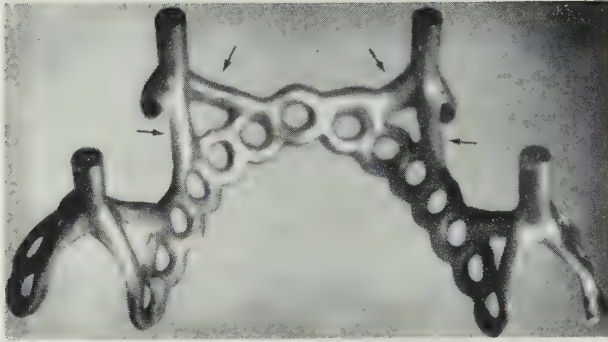


Abb 17 : Lage der Schnittstellen für die Anfertigung von Schnittbildern

Auf diese Weise wollten wir klären, ob die angreifenden Kräfte im Gefüge doch Spuren hinterlassen hatten. Für die folgenden Aufnahmen wurden die Schnittstellen mit 50 %-iger Salzsäure angeätzt und unter dem Mikroskop fotografiert (Abb 18).

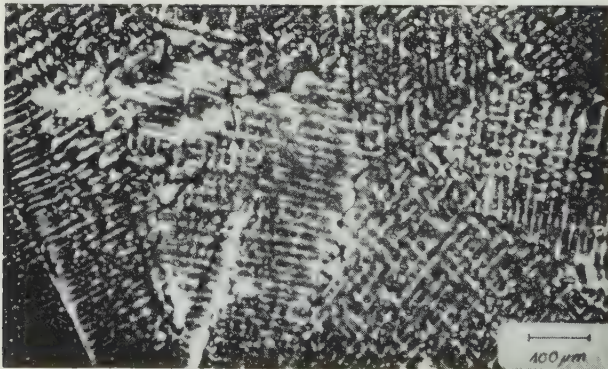


Abb 18 : Schliffbild vom distalen, palatinalen Ausleger an Pfeiler 13

Das in Abbildung 18 dargestellte Schliffbild vom dictopalatinalen Ausleger des Pfeilers der regio 13 zeigt einen homogenen Aufbau der Legierung. Auch die stärkere Vergrößerung Abb 19 bestätigt diesen Eindruck:

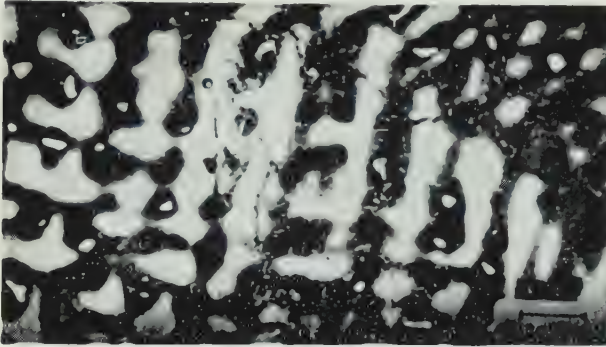


Abb 19: Schliff von Abb 18 in stärkerer Vergrößerung

Die nächsten beiden Aufnahmen zeigen die Schliffbilder vom mesio-palatinalen Ausleger des gleichen Pfeilers:

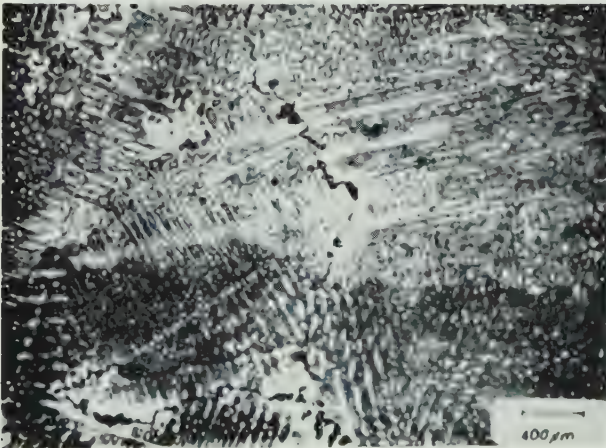


Abb 20: Schliffbild vom mesio-palatinalen Ausleger an Pfeiler 13

Auch hier brachte die stärkere Vergrößerung keine Aufschlüsse über Störungen in der Gefügestruktur (Abb 21):

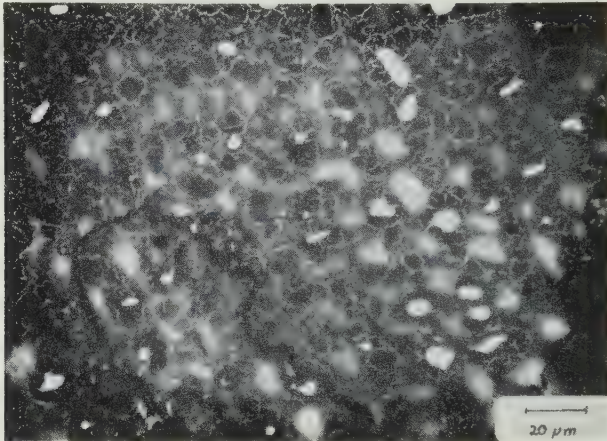


Abb 21: Schliff von Abb 20 in stärkerer Vergrößerung

Im Bereich des Pfeilers in regio 13 konnten wir somit keine Belastungseinflüsse im mikroskopischen Schliffbild feststellen. Überall herrschte das typische dendritische Gefüge vor, deutlich ließ sich eine regelrechte Korngrenzenverteilung ausmachen. Nichts deutete auf strukturelle Ermüdungserscheinungen nach den erfolgten Belastungen hin. Von besonderem Interesse waren für uns die Schliffbilder aus dem Bereich des Pfeilers 23, der ja einer wesentlich stärkeren Wechselbelastung ausgesetzt worden war. Doch auch hier ließ sich mikroskopisch am mesio-palatalen Ausleger zunächst keine Veränderung im Gefüge feststellen (Abb 22).

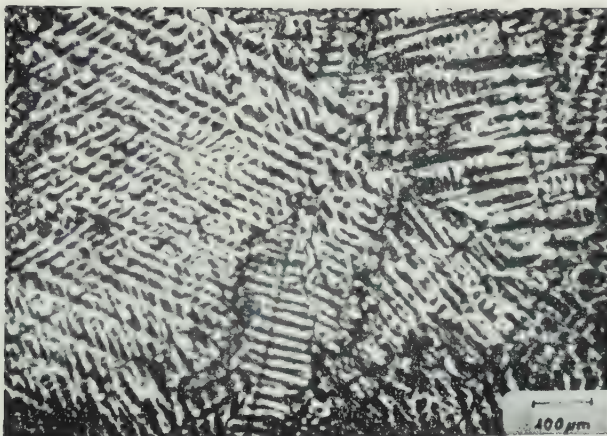


Abb 22: Schliffbild vom mesio-palatinalen Ausleger an Pfeiler 23

Das gleiche Resultat brachte die stärkere Vergrößerung an dieser Stelle (Abb 23):

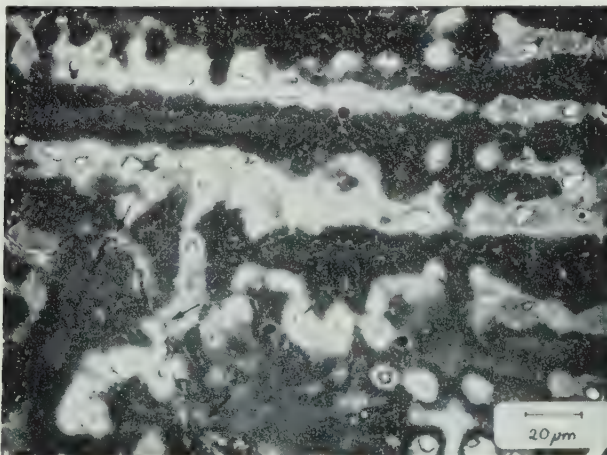


Abb 23: Schliff von Abb 22 in stärkerer Vergrößerung

Auf diesem vergrößerten Ausschnitt in Abb 23 sind deutlich Dendriten zu erkennen. Der hell-dunkel Kontrast beruht auf Konzentrationsunterschieden im Gefüge. Links unten (siehe Pfeile) sind deutlich typische Korngrenzenausscheidungen zu erkennen. Sie sind gleichmäßig verteilt, was als Zeichen von Homogenität zu werten ist.

Oberflächennahe Schnitte an dieser mesio-palatinalen Strebe des Pfeilers bei 23 ergaben dann jedoch als einziger untersuchter Gerüstteil Einzelheiten, die eventuell von der Belastung herührten. Das folgende ungeätzte Bild (Abb 24) zeigt einen kleinen Riß. Möglicherweise die Folge einer Aufweitung eines Lunkers (siehe Pfeil). Der große Spalt ist präparationsbedingt und somit als Artefakt zu werten.

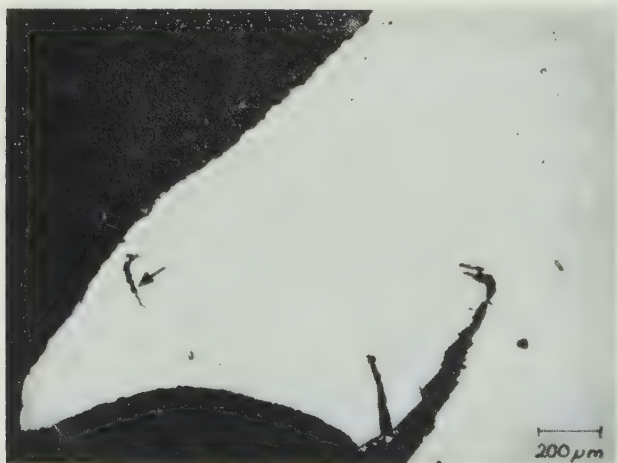


Abb 24 : Kleiner Riß (Pfeil) im Bereich der mesio-palatinalen Strebe bei 23

Auch die nachfolgende Aufnahme zeigt einen ungeätzten Teil aus der gleichen Region und im Bereich der Oberfläche der Dehnungsseite in stärkerer Vergrößerung. Sie läßt kleinere, randständige Risse erkennen (Abb 25):



Abb 25: Oberflächliche Risse am Ausleger von Pfeiler 23

Die letzte Aufnahme dieses Gerüstbereiches wurde wieder angeätzt. Die hier erkennbaren sehr feinen Risse entsprechen in ihrer Dimensionierung der Abb 25 und laufen deutlich erkennbar an den Korngrenzenausscheidungen entlang, die wohl als Bereiche geringerer Festigkeit angesehen werden müssen (Abb 26). Da diese Korngrenzenausscheidungen aber Bestandteil jedes Gußobjektes sind und entsprechend dem Verlauf der Korngrenzen labyrinthartig das Metall durchlaufen, sind sie für die Stabilität von untergeordneter Bedeutung, solange sie nicht eine stärkere Schichtdicke annehmen.

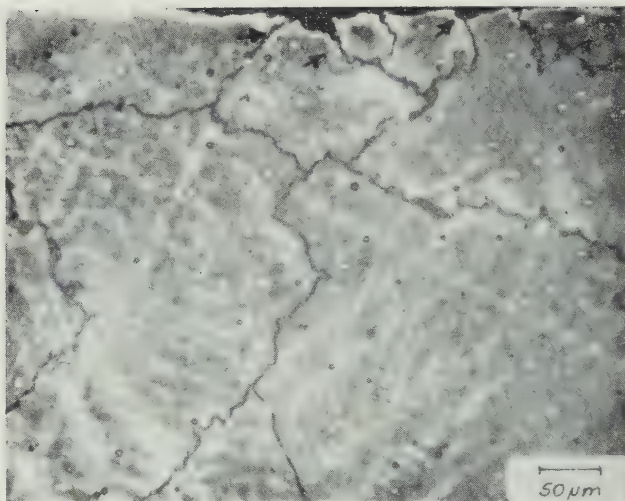


Abb 26: Oberflächennahe Risse im Gefüge entlang der Korngrenzen

Es erfolgten darüber hinaus noch Schliffe vom disto-palatinalen Ausleger des Pfeilers 23, von Auslegern der „Molarenpfeiler, sowie von der schmalen palatinalen Auflage unterhalb des foramen incisivum. Alle Schliffbilder dieser Bereiche glichen jedoch vollkommen den hier dargestellten Abbildungen aus dem Bereich 13. Die Abweichungen von der Homogenität traten also, wenn überhaupt, nur in den Oberflächenbereichen des über stark belasteten Pfeilers 23 auf. Sie bestehen in interkristallin verlaufenden Anrissen und in einem Fall in der Aufweitung eines Lunkers, der aber so geringe Dimensionen aufwies, daß er durch Röntgenanalyse nicht nachgewiesen werden konnte. Diese Phänomene reichen nicht in die Tiefe und sind somit keine Gefahr für die Festigkeit des Implantates. Auch wurden sie unter Belastungs-

bedingungen verursacht, die physiologisch nicht anzutreffen sind.

Die äußerst geringe Lunkerbildung in allen Schliffen hält sich im Rahmen der bei Legierungen üblicherweise auftretenden Lunkerfrequenz. Somit ist das Gerüst gußtechnisch als homogen zu betrachten und kann in dieser Qualität der klinischen Verwendung zugeführt werden.

4. 4. Klinischer Einsatz

4. 4. 1. Fall 1, Gerüst mit 4 Pfeilern.

Die Abbildung 27 zeigt eine Röntgenaufnahme des Implantatgerüstes in situ :

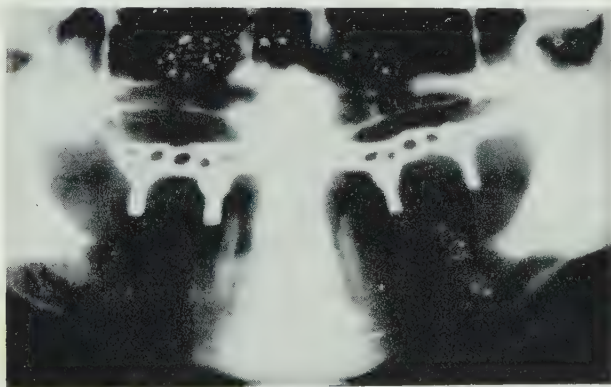


Abb 27: Subperiostales, totales Oberkieferimplantat in situ

Abgesehen von einzelnen, individuell den Gegebenheiten des Knochenlagers des Patienten angepaßten Strukturvariationen (Ausdehnung der Ausleger, Verteilung und Anzahl der runden Retentionslöcher) entspricht es im Wesentlichen der in Form von Modellen vorgestellten Konzeption. Der Patient war wegen starkem Würgereiz bisher nicht fähig gewesen, totalen oberen Zahnersatz zu tragen.

Abbildung 28 zeigt die dazugehörige Suprastruktur. Auffallend ist die Aussparung des Gaumens und die möglichst geringe Ausdehnung des Prothesenbogens nach distal, was im vorliegenden Fall ein reizloses Tragen ermöglicht.

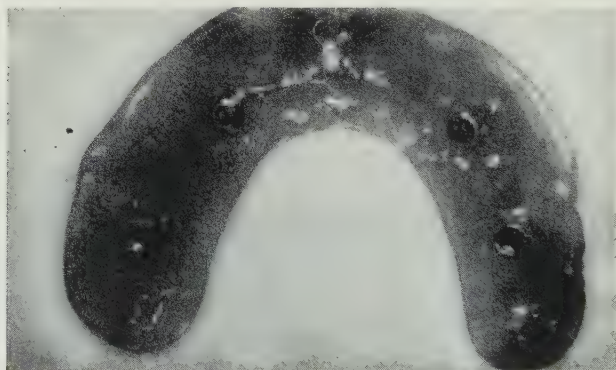


Abb 28: Oberkieferprothese für Implantat mit vier Pfeilern

Zur Gestaltung der Prothesenbasis ist zu sagen, daß die unter der Schleimhaut liegenden Implantatteile nicht belastet werden dürfen. Eine Quetschung der Schleimhaut zwischen Prothese und

Gerüst, zB im Bereich der Implantatpfosten, kann in kurzer Zeit zum Freilegen von Gerüstteilen führen. Gefährdete Patienten sind daher hohlzulegen.

Das Einpflanzen geschah im zweizeitigen Operationsverfahren : 24 Stunden nach Freilegen der Knochenbasis und Abdrucknahme wurde das subperiostale Implantat eingegliedert, und nach etwa sechs Wochen erfolgte die prothetische Versorgung, wobei sich das eingeeheilte Implantat wie in Abbildung 29 gezeigt, darstellte : Alle Pfeiler zeigen reizlose Gingivalverhältnisse, das Erscheinungsbild der Schleimhaut ist klinisch unauffällig.

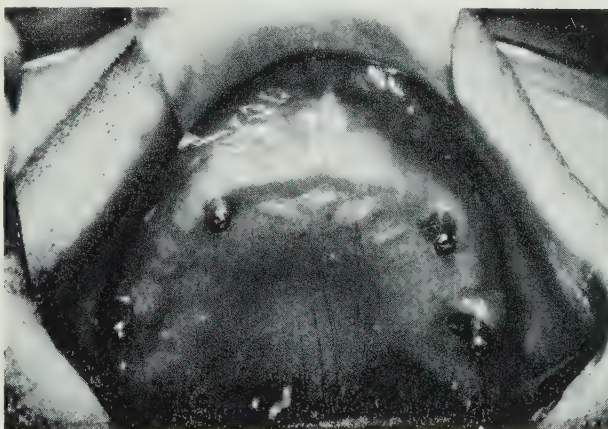


Abb 29 : Reizlos eingeeheiltes Oberkieferimplantat sechs Wochen nach dem Einsetzen

Die Pfeiler haben eine reine Haltefunktion gegen Abzugskräfte ; ähnlich wie bei resilient gelagerten Teleskopprothesen werden Kaukräfte nicht auf die Pfeiler, sondern über die Kunststoffbasis auf die Schleimhaut übertragen.

4. 4. 2. Fall 2, Gerüst mit 2 Pfeilern

Nach dem klinischen Einsatz des Gerüsts mit vier Pfeilern wurde auch ein vereinfachtes Konzept mit nur zwei Pfeilern im Bereich der ehemaligen ersten Molaren entworfen und klinisch erprobt. Gerüsteigenschaften und Stabilität dieser Variante unterscheiden sich nur wenig vom Modell mit vier Pfeilern, lediglich die Befestigung der Suprastruktur reduziert sich auf zwei Stützbereiche in Stegform (Abb 30):

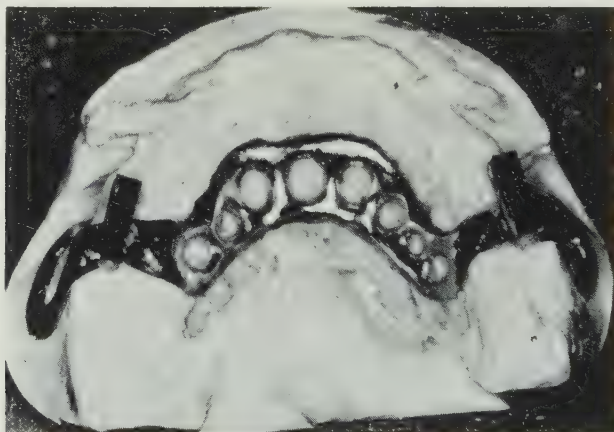


Abb 30: Subperiostales Oberkieferimplantat, Variante mit zwei Stegen

Für die Retention der Prothese, die über die Stege wiederum resilient gelagert wird, ist diese Abstützung völlig ausreichend. Auch fallen hier zwei Durchtrittsstellen durch die Schleimhaut fort; die von hier ausgehende Entzündungsgefahr reduziert sich also um 50 %. Das Auflageareal der Suprakonstruktion auf der Schleimhaut kann wegen der geringen Implantatausdehnung vergrößert werden.

Abbildung 31 zeigt das reizlos eingehheilte Gerüst etwa 5 Wochen nach dem Eingliedern.

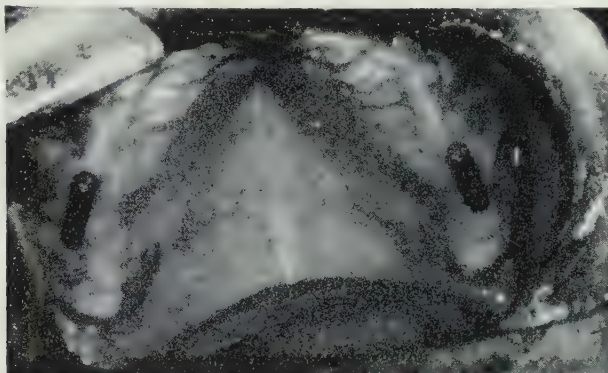


Abb 31 : Gerüstvariante mit zwei Stegen in situ



Abb 32 : Durchtrittsstelle des Stegpfeilers im Detail,
Schleimhaut liegt straff an, horizontaler Stegteil
berührt nicht die Schleimhaut (Mundhygiene)

5. Diskussion

Nachdem in den fünfziger und Anfang der sechziger Jahre noch in zahlreichen Veröffentlichungen über subperiostale Implantationen berichtet wurde, finden sich zur Zeit nur relativ wenige Publikationen über dieses Verfahren. Die Gründe für dieses Phänomen sind die Gewebeschäden nach Scheitern von subperiostalen Implantationen und die Weiterentwicklung spezieller enossaler Systeme. Während im Unterkiefer vielfach subperiostale Implantate mit beachtlichen, beschwerdefreien Liegezeiten dokumentiert sind, weisen Oberkieferimplantationen wesentlich häufiger Probleme auf (39, 73). Ursächlich hierfür sind die besonderen Lagerverhältnisse im Oberkiefer, die eine verhängnisvolle Kaskade in Gang setzen: Atrophie, Lockerung, chronische Entzündung führen dann nur zu oft zum Entfernen des Gerüsts, ein Eingriff, der meist mit zusätzlichem Verlust wertvoller Knochensubstanz einhergeht und jede weitere Versorgung sehr erschwert. Trotzdem gibt es Patientengruppen, bei denen eine Versorgung des Oberkiefers nur durch ein subperiostales Implantat möglich ist, an erster Stelle die Patienten, bei denen das Eingliedern von konventionellem oberen Zahnersatz infolge dauernden, unerträglichen Würgereizes nicht erfolgen kann.

Um die Erfolgsprognose subperiostaler Implantationen im Oberkiefer zu verbessern, haben wir an Hand der Literatur und praktischer Erfahrungen die bisherigen wesentlichen Schwachstellen solcher Oberkieferversorgungen analysiert. Die kritische Auswertung dieser Analyse führte zur Entwicklung des vorge-

stellten Implantatkonzeptes. Dieses modifizierte Gerüst stützt sich kompromißlos nur auf den Knochenarealen ab, die wenig oder gar nicht atrophiegefährdet sind. Dadurch wird außerdem eine zierlichere Form erreicht, die leichter einheilen kann.

Vor dem klinischen Einsatz stellten wir röntgenologische, chemische, mechanische und metallurgische Untersuchungen an, um sicherzustellen, daß die modifizierte Implantatform auch genügend Stabilität aufweist. Diese Prüfungen waren richtungsweisend für den definitiven Implantattyp. So wurde die anfänglich auch in Erwägung gezogene Variante mit rechteckigem Retentionsgitter schon nach der Röntgenuntersuchung und besonders nach der chemischen Analyse des Gerüstes verworfen, da sie trotz gußtechnischer Änderungen nicht völlig lunkerfrei herzustellen war. Das runde Modell hingegen bestand schon vom zweiten Exemplar an alle Untersuchungen, nachdem die lunkergefährdeten Bereiche an den palatinalen Auslegerstreben und unterhalb vom foramen incisivum durch Änderung der Gestaltung der Gußkanäle und Anbringung von verlorenen Köpfen bei der Wachsmodellation ausgeschaltet werden konnten.

Bei der Wahl der Belastungsstärke wurde absichtlich ein unphysiologisch hoher Krafteinsatz angewandt, um Schwachstellen eindeutig zu offenbaren. Die bei der Gefügeanalyse an dem am meisten belasteten Pfeiler 23 festgestellten oberflächlichen Anrisse stellen auf Grund ihrer Dimension wohl keine Gefahr für eine mögliche spätere Bruchstelle dar.

Die Hauptbedeutung der Untersuchung lag also darin, ein Formkonzept zu entwerfen, das durch seine reduzierte Ausdehnung auf wenig atrophiegefährdete Bereiche eine stabile Knochenauflage während der funktionellen Beanspruchung langfristig behält.

Unser Modell wurde nach erfolgreichem Abschluß der labor-technischen Voruntersuchungen auch klinisch bereits bei zwei Patienten eingesetzt. Hierbei fand einmal die ursprüngliche vierpfeilige Form Verwendung. Der zweite Patient erhielt das gleiche Gerüstkonzept, diesmal jedoch nur mit zwei Stegpfeilern im Molarenbereich. Die stabile Retention der Prothese kann damit ebenfalls unter Reduktion der perforierenden, infektionsgefährdeten Pfeiler realisiert werden. Der bisher komplikationslose Sitz beider Implantate läßt sich naturgemäß erst nach längerer Zeit endgültig beurteilen. Dabei wird die Tragezeit unter anderem von einer einwandfreien Mundhygiene und einem genauen Einhalten der Recall-Termine durch die Patienten bestimmt werden.

Die hier angewandte röntgenologische und chemische Untersuchung kann dem Praktiker zur Prüfung aller metallischen, nicht konfektionierten Implantate als Kontrolle der Laborarbeiten empfohlen werden. Sie ist einfach in der Praxis mit geringem Zeitaufwand durchzuführen, ermöglicht das frühzeitige Erkennen von Herstellungsmängeln und verhindert sicher manches Scheitern einer Implantation durch Bruch und Korrosion mit den für den Patienten so schwerwiegenden nachteiligen Folgen.

6. Zusammenfassung

Es wird das Konzept eines subperiostalen, totalen Oberkieferimplantates vorgestellt, das sich durch geringe Ausdehnung und strenge Aussparung atrophiegefährdeter Bezirke auszeichnet und über vier Pfeiler für die Suprastruktur verfügt. Modelle dieses Implantates wurden röntgenologisch, chemisch, mechanisch und durch Gefügeanalyse auf herstellungs- und gerüstbedingte Schwachstellen untersucht. Solche konnten nicht festgestellt werden.

An Hand von zwei klinischen Fällen wird die Anwendung des Konzeptes in einer Ausführung mit vier Pfeilern und einer mit nur zwei Pfeilern gezeigt. Für die prothetische Versorgung gilt das Prinzip der rein schleimhautgelagerten Basis, so daß über die Resilienzteleskope bzw -reiter kein unmittelbarer Druck auf die knöcherne Implantatunterlage ausgeübt und somit einer Atrophiegefahr und zunehmenden Inkongruenz zum Metallgerüst vorgebeugt werden kann.

7. Literatur

Bei mehreren Autoren einer Arbeit erfolgte nur die Auflistung des Erstgenannten.

Für die häufig wiederkehrenden Zeitschriftentitel wurden folgende Abkürzungen gewählt:

Dent. Dig.	Dental Digest
D. dtsh. Zahnärztebl.	Das deutsche Zahnärzteblatt
Dtsch. Stomat.	Deutsche Stomatologie
Dtsch. zahnärztl. Z.	Deutsche zahnärztliche Zeitung
J. Impl. Dent.	Journal of Implant Dentistry
J. Prosth. Dent.	Journal of Prosthetic Dentistry
Oral Surg.	Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathology
Österr. Z. Stomat.	Österreichische Zeitung für Stomatologie
Quintess. zahnärztl. Lit.	Quintessenz zahnärztlicher Literatur
Schweiz. Mschr. Zahnheilk.	Schweizerische Monatsschrift für Zahnheilkunde
Zahnärztl. Prax.	Zahnärztliche Praxis
Zahnärztl. Welt	Zahnärztliche Welt und zahnärztliche Reform

1. ANDRYSEK, K. : Untersuchungen über das Verhalten gegossener und geprägter Implantate bei Belastungen.
Zahnärztl. Welt 61, Nr. 5 (1960)
2. ANDRYSEK, K. : Über die Fixation subperiostaler Implantate zum Zwecke der ungestörten Einheilung.
Zahnärztl. Welt 62, Nr. 18 (1961)
3. ARNAUDOW, M. : Gibt es subperiostale Implantate?
Dtsch. zahnärztl. Z. 17, S. 336 (1962)
Dtsch. zahnärztl. Z. 18, S. 312 (1963)
4. BERMAN, N. : The physiologic a. mechanical Aspect of the implant technique a. its application to practical cases
Dent. Dig. 58, S. 342, August (1952)
5. BERMAN, N. : Methoden zur Verbesserung von Implantatprothesen
Quintess. zahnärztl. Lit., 10/55, Ref. 659
6. BODINE, R. : Experimental subperiosteal dental implants
US Armed Forces Medical Journal
Vol iV, No 3, (1953)
7. BODINE, R. : Implant dentures: Prosthodontic-favorable
J. Prosth. Dent., 10, S. 1132 (1960)

8. BORGHESIO, A.: Anzeigen u. Gegenanzeigen für die Implantate mit alloplastischen Materialien für prothetische Zwecke. Zahnärztl. Welt 65, Nr. 6 (1956)
9. ČELESNIK, F.: Die Tuberplastik Österr. Z. Stomat. 51, S. 548 (1954)
10. CHERCHEVE, R.: Zwei Jahrzehnte Erfahrung mit der Implantologie Zahnärztl. Prax. 26, Nr. 17 (1975) Zahnärztl. Prax. 26, Nr. 18 (1975)
11. de CUYPER, H.: Nähte bei subperiostalen Implantaten Zahnärztl. Welt 58, Nr. 24 (1957)
12. CAMRDA, Z.: Prothetische Probleme nach Kieferkammaufbauten mit Hydroxylapatit Der Zahnarzt, Coll. med. dent. 29, Nr. 11, S. 809 (1985)
13. DAHL, G.: Om mögliguten för implantation i käven av metallskelett som bas eller retention för fasta eller avtagbara proteser Odontol. Tidsk. 51, S. 440 (1943)
14. DEGENER, A.: Zur Bedeutung der Steifigkeit und der elastisch-plastischen Übergangsgrenzen von Co-Cr-Legierungen Zahnärztl. Welt 85, Nr. 6 (1976)

15. DIELERT, E. : Die Gewebebelastung durch Korrosionsprodukte bei Implantaten
Med. Habil. Schrift, München 1981
16. DOMASCHK, W. : Über die Problematik der subperiostalen Implantation im Kieferbereich
Dtsch. zahnärztl. Z. 26, S. 961 (1971)
17. DORA, J. : Über die Implantation von Vitalliumgerüsten in einer Sitzung zur Unterlage von fixen Brückenprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 19 (1956)
18. DORA, J. : Über die einphasige Implantation zwecks Brückenprothesen-Grundlage
Quintess. zahnärztl. Lit. 2, Ref. 1581, (1961)
19. DORA, J. : Seit 15 Jahren funktionierende Brücken an subperiostalen Implantaten.
Dtsch. zahnärztl. Z. 25, S. 337 (1970)
20. FISCHER-BRANDIES, E. : Hydroxylapatit zur Verbesserung des Prothesenlagers im Oberkiefer.
Der Zahnarzt, Coll. Med. Dent. 29, Nr. 12, S. 850 (1985)
21. FISCHER-BRANDIES, E. : Der Alveolarkammschwund, therapeutische Möglichkeiten und Perspektiven
Quintess. zahnärztl. Lit. 3, S. 441 (1985)

22. FRENKEL, G. : Erfahrungen mit der subperiostalen Implantation im Unterkiefer
D. deutsch. Zahnärztebl. XI/7, S. 228, (1957)
23. FRENKEL, G. : Die subperiostale Gerüstimplantation
Dtsch. zahnärztl. Z. 12, S. 227 (1957)
24. GAREFIS, P. : Das volle obere subperiostale Implantat für den zahnlosen Oberkiefer
Quintess. zahnärztl. Lit. 9, Ref. 6127, (1980)
25. GAUSCH, K. : Metallkeramische Gerüstimplantate
Österr. Z. Stomat. 65, H. 12, S. 462 (1968)
26. GEHRKE, M. : Zahntechnische Probleme bei der Herstellung von Gerüstimplantaten.
Zahnärztl. Welt 68, H. 4, S. 129 (1967)
27. GOLDBERG, N. : The implant lower denture
Dental Dig. 55, H. 11, S. 490 (1949)
28. GOLDBERG, N. : Implantat-Prothese für den Unterkiefer
Quintess. zahnärztl. Lit., 1, Ref. 46, (1949)
29. GOLDBERG, N. : Implant Dentures
Pitman, London, 1957

30. HAMMER, H. : Zum Problem der operativen Verbesserung ungünstiger Prothesenlager
Dtsch. zahnärztl. Z. 10, H. 5 S. 416
(1955)
31. HERRMANN, J. : Einpflanzung eines Vitalliumgerüsts bei einem Holzbläser
Dtsch. zahnärztl. Z., 13, H. 1, S. 31
(1958)
32. HERSCHFUS, L. : Histopathologic findings on Vitallium Implants in dogs
J. Prosth. Dent. 4, S. 413 (1954)
33. HESS, J. : Two cases of incompatibility to carbon-coated subperiosteal implants
Oral Surg. 54, S. 499 (1982)
34. HOFER, O. : Ein Beitrag zur subperiostalen Gerüstimplantation im zahnlosen Kiefer
Dtsch. zahnärztl. Z., 14, H. 19, S. 1408
(1959)
35. HOLLEMAN, A. : Lehrbuch der anorganischen Chemie
80. Auflage, Verlag de Gruyter, Berlin
(1971)
36. HOPKINS, J. : Experiences with unilateral implants
J. Impl. Dent. 2, H. 3. S. 43 (1957)
37. JERMYN, A. : Technique and problems of placing implant screws
J. Impl. Dent., 1, H. 2, S. 36 (1956)

38. KÄMMER, S. : Die Implantation von Stahlgerüsten für prothetische Zwecke
Dtsch. Stomat. 5, H. 7, S. 349 (1955)
39. KALLEN-
BERGER, K. : Zur Frage der Einheilungsvorgänge bei Gerüstimplantaten.
Schweiz. Mschr. Zahnheilk., 4 (1957)
40. KEMENY, J. : Prothetische Probleme bei subperiostalen Metallimplantaten.
DZMK-HK, 27 ; 1, 1957
41. KILLEBREW, R. : A Decade of Implant Dentures
J. Prosth. Dent. 11, H. 6, S. 1156 (1961)
42. KÖLE, H. : 10 Jahre operative Implantattechnik, Ergebnisse und Erfahrungen
Österr. Z. Stomat. 6, H. 9. S. 347 (1963)
43. KÖRBER, E. : Untersuchungen beim Kauen mit Oberkiefer-Totalprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 20, H. 3. S. 242 (1965)
44. KOVACS, G. : Die zirkuläre Versteifung von partiellen oberen subperiostalen Freiid-
implantaten
Dtsch. zahnärztl. Z. 18, H. 15, (1963)
45. KOVACS, G. : Über die Entstehung der bindegewebigen Kapsel bei subperiostalen Implantaten und ihre Bewertung
Dtsch. zahnärztl. Z. 19, H. 10, S. 901 (1964)

46. KOVACS, G. : Kontrolle der subperiostalen Implantate mittels Panorama-Röntgenaufnahmen
Dtsch. zahnärztl. Z. 20, H. 9, S. 1077 (1965)
47. KOVACS, G. : Über die therapeutische Bedeutung alloplastischer Implantate für den Zahnersatz
Dtsch. zahnärztl. Z. 23, H. 6, S. 657 (1968)
48. KOVACS, G. : Oberflächenbestimmungen zahnärztlicher Implantationsprothesen und ihre Bewertung
Zahnärztl. Prax. 20, H. 2, S. 17 (1969)
49. KRAFT, E. : Über die Steigerung der Funktion herausnehmbarer Prothesen durch Implantatverankerung
Dtsch. zahnärztl. Z. 12, S. 302 (1957)
50. KRAFT, E. : Über die Prüfung gegossener Implantatgerüste auf Lunkerfreiheit mit Hilfe von Röntgenstrahlen
Dtsch. zahnärztl. Z. 13, H. 5 (1958)
51. LEW, I. : Implant Denture
Dent. Dig. 10/1 (1952)
52. LEW, I. : Progress in implant dentistry
J. americ. dent. ass. 59, H. 3, S. 478 (1959)

53. LHOTSKY, B. : Implantate in biochemischen Beziehungen
Zahnärztl. Welt, 65, S. 794 (1964)
54. LHOTSKY, B. : Über Mißerfolge in der Implantologie
Zahnärztl. Welt, 68, H. 15, S. 541 (1967)
55. LHOTSKY, B. : Modelle für subperiostale Implantate in Beziehung zu biotechnologischen Analysen
Zahnärztl. Welt 69, H. 19, S. 711 (1968)
56. LINKOW, L. : An evaluation of the unilateral implant
Dent. Dig. 64, S. 383 (1958)
57. MAEGLIN, B. : Über das Verhalten von Schleimhaut und Knochen im Bereiche subperiostaler Gerüstimplantate
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 68, S. 885 (1958)
58. MAEGLIN, B. : Über langjährige Erfahrungen mit subperiostalen Gerüstimplantaten in der Mundhöhle
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 77, S. 323 (1967)
59. MARZIANI, L. : Methode der subperiostalen Tantal-Implantation in einer einzigen Sitzung
Österr. Z. Stom., Bd. 51, H. 11, S. 577 (1954)

60. MARZIANI, L. : Dental-Implantate und Implantat-Prothesen
Quintess. zahnärztl. Lit. 9, Ref. 486 (1954)
61. MARZIANI, L. : Subperiostale Gerüstimplantate zu prothetischen Zwecken
Dtsch. zahnärztl. Z. 10, S. 1115 (1955)
62. MARZIANI, L. : Les implants sous-periostes en Tantal
Journal de stomatologie, Bd.1, H.2, S. 92 (1959)
63. MYSKA, W. : Die subperiostale Implantation
Zahnärztl. Prax. 5, S. 209 (1982)
64. MYSKA, W. : Das Passiv-Implantat
Zahnärztl. Prax. 4, S. 126 (1984)
65. NEUNER, O. : Das partielle Gerüstimplantat
Dtsch. zahnärztl. Z. 11 (1960)
66. NEUNER, O. : Beitrag zur subperiostalen Gerüst-implantation
Zahnärztl. Welt 59, S. 435 (1958)
67. NEWESELY, H. : Übersicht über Implantatwerkstoffe
Dtsch. zahnärztl. Z. 34, S. 650 (1979)
68. OBWEGESER, H. : Experiences with subperiosteal implants
Oral. Surg. 12, S. 777 (1959)

69. OBWEGESER, H.: Implantate zur Verankerung von
partiellm und totalem Zahnersatz
Aus K. Schuchardt (Hrsg): Die Zahn-
Mund- und Kieferheilkunde
Bd. III, 2. Teil, Verl. Urban u.
Schwarzenberg, München-Berlin (1959)
70. OGUS, W.: Upper implant for an immediate
partial denture
Dental Dig. 58, S. 358 (1952)
71. OGUS, W.: Research report on implantation of
metals
Dental Dig. 57, S. 58 (1975)
72. OULIE, M.: Komplikationen bei der Gerüst-
implantation, ihre Verhütung und
Behebung
Quintess. zahnärztl. Lit. 17, Ref 2825
(1966)
73. PERNELL, W.: History of implant work and a report
on implants by the direct impression
method
J. Prosth. Dent. Bd. 2, Nr. 1, S. 51 (1952)
74. REICHENBACH, E.: Die Tuberplastik
Zahnärztliche Rundschau 64, S. 250
(1955)
75. REICHENBACH, E.: Gerüstimplantationen für prothetische
Zwecke
Dtsch. zahnärztl. Z. 10, S. 447 (1955)

76. REICHENBACH, E.: Zur Indikation der Gerüstimplantation auf Grund unserer fünfjährigen Erfahrungen
Dtsch. zahnärztl. Z. 13, S. 1225 (1958)
77. REICHENBACH, E.: Histologische Untersuchungen über die Reaktion des Knochenlagers auf Gerüstimplantate
Dtsch. zahnärztl. Z. 27, S. 302 (1962)
78. REICHENBACH, E.: Langzeiterfahrungen mit Gerüstimplantaten für Totalprothesen
D. dtsh. Zahnärztebl. XXII/2 S. 55 (1968)
79. RITTER, R.: Implantation
Zahnärztl. Welt H. 11, S. 334 (1963)
80. RITTER, R.: Reaktionen des Knochens bei Gerüstimplantationen
Deutsche Zahn- Mund- u. Kieferheilkunde, Bd. 49, H. 1/10 S. 100 (1967)
81. SANDHAUS, S.: Beitrag zum Studium der subperiostalen Metallimplantate
Quintess. zahnärztl. Lit. 12 Ref. 2013 (1962)
82. SCHMIDT, H.: Subperiostale Brückenpfeilerimplantate
Dtsch. zahnärztl. Z. 13, S. 654 (1958)
83. SCHMIDT, H.: Das Sattelimplantat
Dtsch. Stomat. 6, S. 40 (1953)

84. SCHMIDT, H.: Zur Implantation von Stahlgerüsten
Dtsch. zahnärztl. Z. 16, S. 937 (1964)
85. SCHMOKER, R.: Experimentelle Untersuchungen zur
Stabilität des funktionsstabilen
Gerüstimplantates
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 85, H. 2,
S. 154 (1975)
86. SCHRÖDER, F.: Alveolarkammaufbau im Oberkiefer
mit körpereigenem Material im Ver-
gleich zu den Gerüstimplantaten.
Dtsch. zahnärztl. Z. 21, S. 422 (1966)
87. SCHUCHARDT, K.: Die Epidermistransplantation bei der
Mundvorhofplastik
Dtsch. zahnärztl. Z. 7, S. 364 (1952)
88. SCHUCHARDT, K.: Fortschritte der Kiefer- und Ge-
sichtschirurgie, Bd X: Präprothetische
Chirurgie, chirurgische Prothesen,
Epithesen, chirurgische Hilfsmaß-
nahmen für chirurgische Prothesen
Thieme, Stuttgart (1965)
89. SCHUCHARDT, K.: Vorbereitende chirurgische Maß-
nahmen zur Eingliederung von
Prothesen
in Häupl, K. Meyer und K. Schuchardt
Die Zahn- mund- und Kieferheilkunde
Bd III/2 S. 1089, Urban und
Schwarzenberg, München.-Berlin (1959)

90. SCHWINDLING, R.: Subperiostale Implantation gegossener Chrom-Kobalt-Molybdängerüste innerhalb acht Stunden
Dtsch. zahnärztl. Z. 13, H. 1, S. 18 (1958)
91. SCHWINDLING, R.: Alloplastische Implantate in der Zahnersatzkunde
Verlag Hanser, München (1960)
92. SCHWINDLING, R.: Sind Implantate praxisreif?
Zahnärztl. Prax. 21, H. 14 (1970)
93. STEGEMANN, K.: Nachweis von Schäden an unsachgemäß verarbeitetem Klammerdraht
Dtsch. zahnärztl. Z. 8, S. 781 (1953)
94. STRUNZ, V.: Histologische Ergebnisse nach Implantationen
Aus: Der heutige Stand der Implantologie
Carl Hanser Verlag (1979)
95. TRAININ, B.: Implantate in der Mundhöhle in Theorie und Praxis
Zahnärztl. Welt, 59, H 24, S. 680 (1958)
96. UHLIG, H.: Über die Kaukraft
Dtsch. zahnärztl. Z. 8, S. 30 (1953)
97. UHLIG, H.: Körperfremde Implantate für prothetische Zwecke
Dtsch. zahnärztl. Z. 10, H. 5, S. 451 (1955)

98. UHLIG, H. : Grundsätzliches, Anwendungsmöglichkeiten und Technik implantatverankerter Prothesen
Deutscher Zahnärztekalendar 19, Bd. 19, S. 1 (1960)
99. UHLIG, H. : Über die geweblichen Implantat-herbergen und deren eigengesetzliche Reaktionen auf die ihnen zwangseinverleibten Fremdkörper
Quintess. zahnärztl. Lit. 3, Ref. 6334 (1982)
100. ULLIK, R. : Erfahrungen mit Gerüstimplantaten
Dtsch. Stomat. 12, H. 1, S. 34 (1959)
101. ULLIK, R. : Weitere Erfahrungen mit Gerüstimplantaten an der Kieferstation der I. Chirurgischen Klinik
Österr. Zeitschr. Stom. Bd 57, S. 30 (1960)
102. WEBER, S. : Implants as an aid to the parodontium
Dental. Dig. 70, H. 12, S. 552 (1964)
103. WEINBERG, B. : Subperiosteal implantation of a Vitallium artificial abutment
The journal of the American dental ASS. 40, S. 549 (1950)
104. WEISKOPF, J. : Erfahrungen mit 65 subperiostalen Metallgerüstimplantationen
Dtsch. zahnärztl. Z. 61, H. 16 (1960)

105. WUNDERER, S.: Die Bedeutung der Gerüstform für den Erfolg der Gerüstimplantation
Österr. Zeitschr. Stom. Bd. 57,
H. 1 S. 58 (1960)
106. WUNDERER, S.: Zur Kritik der Gerüstimplantate
Österr. Zeitschr. Stom. Bd. 57 H. 11
S. 312 (1960)
107. WUNDERER, S.: Erfahrungsbericht über Gerüst-
implantationen
Österr. Zeitschr. Stom. Bd 58, H. 3
S. 17 (1960)
108. WUNDERER, S.: Das histologische Gewebsbild
reizlos vertragener Gerüstimplantate
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 9 (1962)
109. WUNDERER, S.: Zehn Jahre Gerüstimplantationen,
klinische Erfahrungen und histo-
logische Befunde
Dtsch. zahnärztl. Z. 19, H. 3, S. 224
(1964)
110. WUNDERER, S.: Über den derzeitigen Stand der
Gerüstimplantationen
Zahnärztl. Welt 78, H. 17, S. 764 (1969)
111. WUNDERER, S.: Indikation und Grenzen der sub-
periostalen Implantate
Quintess. zahnärztl. Lit. 1, Ref. 6172
(1981)

112. ZEROSI, C.: Les reactions epithelio-conjunctivales au contact d'implante sous-periostes
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 68, S. 878 (1958)
113. ZIMMERMANN, A.: Röntgenkontrolle von Modellgußgerüsten in der Zahnarztpraxis
Quintess. zahnärztl. Lit. 6, Ref. 6628 (1984)

LEBENS LAUF

Am 29. 08. 1949 wurde ich, Hermann Roelig, in Köln-Mülheim als Sohn des Diplomingenieurs Dr. Hermann Roelig und seiner Frau Emilie Roelig, geborene Keßler, geboren.

Von 1956 bis 1960 besuchte ich die Volksschule und anschließend das humanistische Gymnasium in Leverkusen. Nach Umzug der Eltern nach München schloß ich dort am Ludwigsgymnasium im Jahre 1969 meine schulische Ausbildung mit dem Abitur ab.

Nach dem Abitur folgte die Ableistung der Wehrpflicht und ab 1971 das Studium der Chemie an der Technischen Universität München. Dieses Fach schloß ich im Jahre 1977 mit dem Diplom ab und begann anschließend das Studium der Zahnmedizin an der Universität München. Dieses beendete ich im Jahre 1982 mit dem Staatsexamen. Am 26. 08. 82 erhielt ich die zahnärztliche Approbation.

Seit Januar 1985 bin ich in Landau an der Isar in eigener Praxis tätig.

Danksagung

Hiermit möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Dr. Dieter Schlegel für die Überlassung der Doktorarbeit und die schnelle Begutachtung bedanken.

Herrn Priv. Doz. Dr. Georg H. Nentwig danke ich für die hervorragende Betreuung und die ständige Diskussionsbereitschaft.

Herrn Zahntechnikermeister Helmut Belohlavek danke ich für die fundierte zahntechnische Beratung in gußtechnischen Fragen sowie für die Anfertigung der Prüfkörper. (Die Abbildungen 10 und 11 stammen aus seinem Archiv).

